

**Aus dem Zentrum der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde (Carolinum)
des Klinikums der Johann Wolfgang Goethe-Universität,
Frankfurt am Main**

**Poliklinik für Zahnerhaltungskunde
(Direktor: Prof. Dr. D. Heidemann)**

**Der Einfluß der selbstkonditionierenden Dentinhaftvermittler
"Resulcin AquaPrime und MonoBond und Solist" verwendet mit
beziehungsweise ohne vorherige Ätzung mit Phosphorsäure auf
die Haftfestigkeit von Kompositproben an Dentinscheiben mit
simuliertem Dentinliquorfluß
-eine in vitro Studie-**

**INAUGURAL-DISSERTATION
zur Erlangung des Doktorgrades der Zahnmedizin
des Fachbereichs Medizin der
Johann Wolfgang Goethe Universität, Frankfurt am Main**

vorgelegt von

Christian Beutelspacher

Hanau

Frankfurt am Main, 2004

Dekan: Prof. Dr. J. Pfeilschifter

Referent: Prof. Dr. D. Heidemann

Korreferent: Prof. Dr. H.-Ch. Lauer

Tag der mündlichen Prüfung: 30. November 2004

Inhaltsverzeichnis

1. Einleitung und Problemstellung	1
2. Literaturübersicht	2
2.1. Methoden zur Bestimmung der Komposit-Dentin-Verbundfestigkeit	2
2.1.1. Scherversuch	2
2.1.2. Zugversuch	3
2.1.3. Ausstoßversuch	4
2.2. Die Lagerung extrahierter Zähne	5
2.3. Die Dentinpermeabilität	7
2.3.1. Veränderung der Dentinpermeabilität	9
2.3.2. Intrapulpaer Druck und Dentinliquor	10
2.3.3. Einfluß der Permeabilität auf die Haftung von Dentinadhäsiven	11
2.4. Der Smear Layer – Die präparationsbedingte Schmierschicht	11
2.4.1. Entstehung, Zusammensetzung und Morphologie	11
2.4.2. Möglichkeiten der Schmierschichtbehandlung durch Dentinadhäsive	13
2.5. Die Dentinadhäsive	18
2.5.1. Die Entwicklung	18
2.5.2. Prinzipieller Aufbau eines adhäsiven Moleküls	19
2.5.3. Haftmechanismus am Dentin	20
2.5.4. Generationszugehörigkeit der Dentinadhäsive	22
3. Material und Methoden	25
3.1. Versuche	25
3.1.1. Auswahl der Zähne	26
3.1.2. Auswahl der Dentinadhäsive	26
3.1.2.1. Zusammensetzung der Dentinadhäsive	27
3.1.2.2. Anwendung der Dentinadhäsive	29
3.1.3. Herstellung der Dentinscheiben	30
3.1.4. Beschreibung der Versuchsaapparatur	34
3.1.5. Versuchsdurchführung	37
3.1.6. Messung der Haftfestigkeit der Kompositzylinder durch Abscherung	38
3.1.7. Umrechnung der Ergebnisse in MPa	42
3.1.8. Statistik	42
4. Ergebnisse	43
4.1. Versuche	43
4.1.1. Scherhaftfestigkeit ohne Ätzung der Dentinoberfläche	43

4.1.1.1. Scherhaftfestigkeit von <i>Resulcin</i>	43
4.1.1.2. Scherhaftfestigkeit von <i>Solist</i>	44
4.1.2. Scherhaftfestigkeit mit Ätzung der Dentinoberfläche	44
4.1.2.1. Scherhaftfestigkeit von <i>Resulcin</i>	44
4.1.2.2. Scherhaftfestigkeit von <i>Solist</i>	45

5. Diskussion 49

5.1.1. Studien, die im Aufbau und den Versuchsmaterialien mit der eigenen Untersuchung identisch sind	49
5.1.2. Studien mit abweichendem Aufbau und identischen Materialien	49
5.1.3. Studien mit identischem Aufbau und anderen Materialien	62
5.1.4. Studien, die sowohl im Aufbau, als auch in den Materialien von der eigenen Untersuchung abweichen	64
5.1.2. Kritische Betrachtung der praktischen Anwendung	66

6. Zusammenfassung der Wertungen 68

6.1. Zusammenfassung der Wertungen der beiden Adhäsivsysteme <i>Resulcin</i> und <i>Solist</i>	68
6.2. Zusammenfassung der Wertungen bezüglich der Studien mit identischem Aufbau und abweichenden Materialien	68
6.3 Zusammenfassung der Wertungen bezüglich der Studien, die sowohl im Aufbau als auch in den Materialien von der eigenen Untersuchung abweichen	68
6.4. Zusammenfassung der Wertungen zur kritischen Betrachtung der praktischen Anwendung	69

7. Schlußfolgerungen 70

8. Zusammenfassung 71

8.1. Zusammenfassung	71
8.2. Summary	72

9. Literaturverzeichnis 73

10. Anhang 88

9.1. Liste der verwendeten Materialien	88
--	----

- Lebenslauf
- Ehrenwörtliche Erklärung
- Danksagung

1. Einleitung und Problemstellung

Adhäsion

Das Wort Adhäsion beschreibt die Anziehungskraft zwischen den Atomen und Molekülen zweier unterschiedlicher Materialien die mit ihren beiden Oberflächen in Kontakt stehen (*DeBruyne and Howwink, 1951, Wake, 1982*). Eine dazwischenliegende Substanz, ein Adhäsiv, kann die beiden Materialien aneinander binden. Chemische, physikalische und mikromechanische Haftmechanismen können hierbei eine Rolle spielen. Gute Benetzung und ein enger Kontakt zwischen Adhäsiv und Substrat erleichtern die Ausbildung eines starken adhäsiven Verbundes.

Die Lebensdauer einer Kompositfüllung wird entscheidend von der Qualität ihres Randschlusses beeinflusst. Anders als beim Amalgam, dessen freigesetzte Ag- und Cu-Partikel einen bakteriziden Effekt haben, führen hier Randspalten zu frühzeitigen Verfärbungen, Entstehung von Sekundärkaries und schließlich zum Verlust der Füllung, wenn nicht sogar des ganzen Zahnes (*Reinhardt, 1997*). Der basale Antagonismus für eine dauerhafte Adaptation zahnfarbener Restaurationsmaterialien liegt laut *Frankenberger (2001)* neben dem ungünstigen Wärmeausdehnungskoeffizient vor allem in der Polymerisationsschrumpfung der Komposite begründet und eine klebende Verankerung ist daher zwingend erforderlich. Während mit Einführung der Ätztechnik im Jahre 1955 durch *Buonocore* die Bindung der Kunststoffe an Schmelz als grundsätzlich gelöst gilt, wird in Publikationen bis 1995 (*Hannig et al., 1995, Prati et al., 1994, Schuckar et al., 1995*) immer wieder festgestellt, daß auch bei Einsatz modernster Dentinadhäsive keine belastungsstabile Verbindung an der Komposit-Dentin-Grenzfläche erzielt werden kann. Eine Zäsur in Theorie und Praxis ist laut *Reinhardt (1997)* in der Dentinhaftung etwa um 1993 festzustellen. Danach ist ein optimaler Randschluß zwischen Dentin und Komposit nicht durch Polymerisation "am", sondern nur durch eine solche "im" Dentin zu erreichen. Hierzu müssen Monomere in oberflächliche Dentschichten eindringen. Nach der Polymerisation bildet dann eine säureresistente Hybridschicht aus kunststoffverstärktem Dentin den Übergang zwischen natürlichem Dentin und Komposit. Die Entwicklung immer wieder neuer Produkte dauert an und in letzter Zeit machen Systeme von sich reden, mit Hilfe derer sowohl eine Phosphorsäureätzung als auch eine Trennung klinischer Arbeitsschritte umgangen und die Anwendung dadurch noch weiter vereinfacht werden soll.

In der vorliegenden in vitro-Studie wurde die Haftfestigkeit zweier aktueller Dentinadhäsive, der sogenannten sechsten Generation untersucht. Mit dem Einsatz der modifizierten *Pashley Apparatur (1985)* sollte die hydrophile Komponente des Dentins in Verbindung mit simuliertem "Dentinliquor" nachgeahmt werden. Innerhalb der Untersuchung wurde die Scherfestigkeit von Kompositzylindern am Dentin unter Verwendung der beiden Dentinadhäsive unter standardisierten Bedingungen mit und ohne zusätzlicher Ätzung durch Phosphorsäure bei simuliertem Liquorfluß bestimmt. Folgende Adhäsive wurden angewendet:

1. **Resulcin AquaPrime und MonoBond** (Fa. Merz-Dental GmbH, D-Lütjenburg)
2. **Solist** (DMG-Hamburg, D-Hamburg)

2. Literaturübersicht

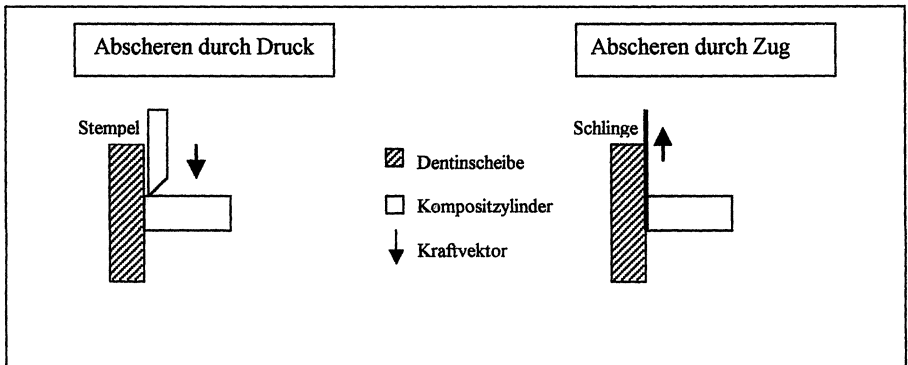
2.1. Methoden zur Bestimmung der Komposit-Dentin-Verbundfestigkeit

Es herrscht zwar Einigkeit darüber, daß die klinisch-prospektive Studie das Maß aller Dinge bei der Evaluation von Adhäsiven ist, aber die lange Laufzeit, die erforderlich ist, um aussagekräftige Resultate zu erzielen, bedingt oft, daß das soeben getestete Bonding dann gar nicht mehr auf dem Markt ist (Frankenberger, 2001). In der Literatur werden zur Bestimmung der Haftfestigkeit unterschiedliche in-vitro-Testverfahren beschrieben (Frankenberger, 2001). Im folgenden sollen die zur Zeit üblichen Testverfahren dargestellt werden.

2.1.1. Scherversuch

Scherversuche sind trotz massiver Kritik, die am weitesten verbreitete Untersuchungsmethode. Die große Popularität liegt in der Einfachheit des Testverfahrens begründet (Versluis et al., 1997). Im Rahmen eines Scherversuches werden die beiden Komponenten Dentin und Komposit mit Hilfe des Haftvermittlers verbunden und nach Lagerung und/oder Temperaturwechselbelastung durch Scherkräfte bis zum endgültigen Bruch belastet. Die Proben gelangen entweder durch Zug mittels einer Schlinge oder durch Druck mit Hilfe eines Stempels zur Abscherung, diese beiden Verfahrensweisen werden in Abbildung 1 schematisch dargestellt.

Abbildung 1. Scherversuche durch Druck - bzw. Zugbelastung

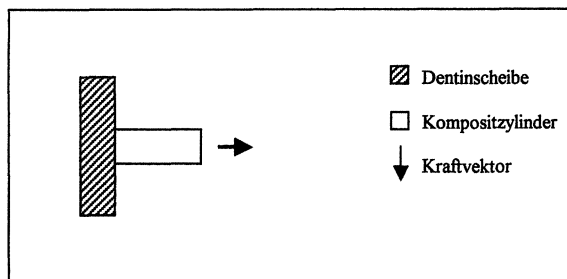
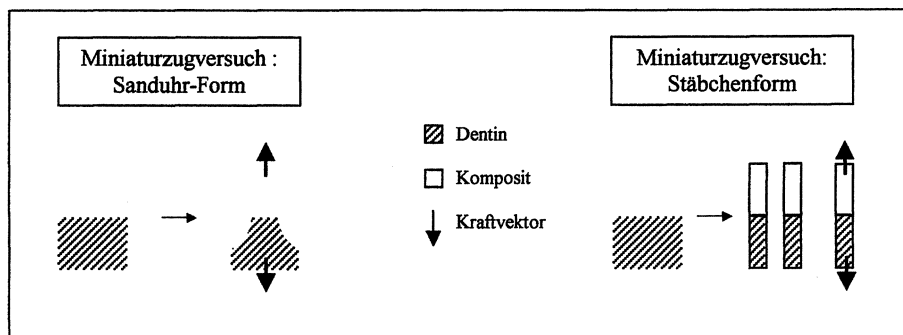


Die Scherhaftfestigkeit wird durch den Quotienten aus maximal applizierter Kraft und der Größe der Haftfläche definiert und besitzt die Einheit Pa (N/m^2). Neben der schnellen und relativ einfachen Vorgehensweise und der großen Zahl an Vergleichsstudien, beinhaltet der Scherversuch auch deutliche Nachteile. Die Schrumpfung des Komposits wird lediglich in einer Dimension berücksichtigt und der C-Faktor (Verhältnis von gebundener zu ungebundener Kompositoberfläche) ist im Vergleich zur realen Situation deutlich erniedrigt (Frankenberger, 2001). Des weiteren können nur maximal zwei Prüfkörper pro Zahn aufgebracht werden. Dieses erscheint insbesondere bei der Verwendung humaner Proben problematisch. Ein Großteil der Kritik bezieht sich jedoch auf die große Streubreite der ermittelten Ergebnisse und deren klinische Relevanz (Finger, 1988 und Retief, 1991). Insbesondere im Rahmen von Scherversuchen mit Adhäsiven der neuesten Generation, sind in

zunehmendem Maße Kohäsionsfrakturen im Dentin zu beobachten (*Holtan et al.*, 1993, *Øilo et Austrheim*, 1993, *Chappell et Eick*, 1994). Diese Beobachtung führte trotz massiver Kritik an der Versuchsmethodik zu dem Schluß, es sei ein starker Haftverbund durch das Dentinbonding erzielt worden und das System bedürfe keiner weiteren Verbesserung. Erklärungsversuche für dieses Phänomen sind zahlreich, beispielsweise könnte der kohäsive Verbund im Dentin durch Dehydration geschwächt sein (*Gwinnett*, 1994 a) oder aber es handelt sich bei dem frakturierten Zahnbein in Wahrheit um die Hybridzone (*Øilo et Austrheim*, 1993). Andere wiederum machen hierfür die Mechanik des Scherversuches für den Bruch verantwortlich (*Van Noort et al.*, 1988, *DeHoff et al.*, 1995). Es konnte gezeigt werden, daß die Belastungssituation im Bereich der Interaktionszone zwischen Dentin und Adhäsiv keineswegs als homogen zu bezeichnen ist. Kerbspannungen beim Abscheren könnten monolithische Frakturen im Dentin verursachen, die zu einem kohäsiven Versagen führen.

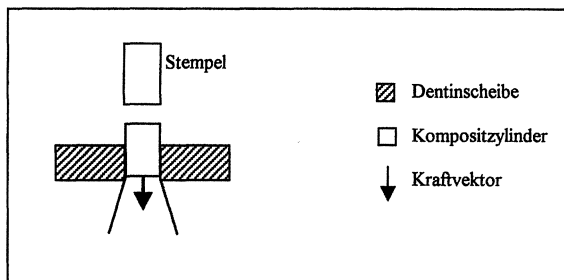
2.1.2. Zugversuch

Beim konventionellen Zugversuch wird ein Zylinder aus Füllungsmaterial auf eine eingeebnete Zahnfläche aufpolymerisiert und nach Lagerung beziehungsweise Thermocycling durch senkrecht zur Dentinfläche einwirkende Kräfte abgezogen (siehe Abbildung 2). Auch bei dieser Vorgehensweise ist der C-Faktor wiederum erniedrigt und die Schrumpfung des Komposits findet nur geringe Berücksichtigung (*Frankenberger*, 2001). Um eine größere Anzahl an Prüfkörpern pro Zahn zu erhalten, wurde der Miniaturzugversuch (Microtensile-Verfahren) entwickelt (siehe Abbildung 3). Hierbei wird Füllungswerkstoff auf die vorbereitete Dentinoberfläche aufgebracht und der Zahn anschließend in Scheiben geschnitten. Die Scheiben werden entweder in Sanduhrform präpariert oder weiter zu Stäbchen verarbeitet. In Sanduhr-Form lassen sich somit bis zu zehn Prüfkörper pro Zahn herstellen, die Stäbchenform ermöglicht gar eine Probenanzahl von bis zu vierzig Stück. Durch das Verfahren scheint eine Evaluation regionaler Unterschiede innerhalb der Dentinoberfläche möglich. Allerdings versagen Adhäsive mit einer geringeren Haftung als fünf MPa bereits bei der Probenherstellung. Die ursprünglich durch *Sano et al.* (1994) im Micro-Tensile-Verfahren verwendete Sand-Uhrform, soll zu einer einheitlicheren Belastungssituation in Richtung der schwachen Interaktionszone zwischen Dentin und Adhäsiv führen. Die im Miniaturzugversuch ermittelten Haftwerte, sind signifikant erhöht und weisen eine deutlich geringere Streuung auf (*Tay et al.*, 2000 b). Die höhere Haftung beschreiben *Tay et al.* (2000 b) als ein Resultat der verbesserten Spannungsverteilung sowie der geringeren Größe der Haftfläche, die im Schnitt nur $0,25\text{mm}^2$ beträgt (*Cardoso et al.*, 1998). Da alle Materialien innere, fehlerhafte Stellen aufweisen, die zu einem Anstieg der inhomogenen Belastungssituation führen, kann durch eine Verkleinerung der Probengröße eine Minimierung der Defekte und folglich eine Erhöhung der ermittelten Haftwerte erzielt werden (*Tay et al.*, 2000 b). Ein Vorteil der bereits erwähnten Stäbchenform soll laut *Tay et al.* eine nur geringe Belastung der adhäsiven Interaktionszone während der Probenherstellung sein, so daß auch die Untersuchung von Materialien geringerer Haftung ermöglicht wird. Das Verfahren bedarf einer hohen Erfahrung, da sowohl die Sanduhr-Präparation als auch die Sektionsprozedur bei der Herstellung der stäbchenförmigen Proben als äußerst diffizil zu bezeichnen sind. Das Microtensile-Verfahren scheint sich jedoch in immer mehr Studien als Standardtechnik zu etablieren (*Schreiner et al.*, 1998, *Kimochi et al.*, 1999, *Yoshiyama et al.*, 1998, *Frankenberger et al.*, 1999)

Abbildung 2. Verfahren des konventionellen Zugversuchs**Abbildung 3.** Verfahren des Microtensile Tests

2.1.3. Ausstoßversuch

Um den Spannungsverlauf an der Komposit- Dentin-Grenzfläche möglichst homogen zu gestalten und die unvermeidbar auftretenden Biegemomente und Kerbspannungen zu minimieren wurde der Ausstoß- oder Durchstoßversuch nach *Haller (1992)* beschrieben (*Szep et al., 2001*). Dentinausrisse sind somit praktisch nie zu beobachten. Diese Variante unterscheidet sich von den anderen Verfahren dadurch, daß keine plane Dentinoberfläche, sondern eine zylindrische Lochpräparation als Haftfläche Verwendung findet und ein Stempel mit entsprechend dimensioniertem Durchmesser den Kunststoffanteil ausstößt (siehe Abbildung 4). Hierbei wird die Volumenschrumpfung des Füllungswerkstoffes im vollen Umfang berücksichtigt, da durch die kavitätenähnliche Konfiguration der Versuchsanordnung das Komposit nicht ungehindert auf die Dentinoberfläche aufschumpfen kann. Folglich ist der C-Faktor um ein vielfaches erhöht, so daß eine realistischere Simulation der Spannungszustände gegeben ist. Weiterhin ist es möglich an einer Probe nicht nur die Haftfestigkeit sondern auch die marginale Adaptation zu beurteilen. Nachteilig wirken sich jedoch der hohe Aufwand und die Empfindlichkeit des Extrusionsversuchs gegenüber Ausrichtungs- und Positionierungsfehlern der Versuchsanordnung aus (*Manhart et al., 2000*).

Abbildung 4. Verfahren des Ausstoßversuchs

2.2. Die Lagerung extrahierter Zähne

Die Aufbewahrung von Zähnen, gleich welcher Herkunft, in den unterschiedlichsten Lagerungsmedien ist zumeist unumgänglich. Nur selten steht eine genügende große Anzahl an Zähnen zum gleichen Zeitpunkt für eine Studie zur Verfügung. Nach dem Entfernen eines Zahnes aus seiner physiologischen Umgebung mit entsprechender Versorgung unterliegt er, wie jede organische Substanz, einer biologischen Veränderung durch Verwesung und Zersetzung durch Keimbeseidelung, hiervon sind im besonderen Strukturen wie Pulpa und Wurzelhaut betroffen. Neben der schlichten Haltbarmachung, ist der Aspekt der Dekontamination nicht außer acht zu lassen. Sowohl Zähne humaner als auch boviner Herkunft sind bakteriell besiedelt und potentiell in der Lage Krankheiten zu übertragen (Schulein, 1994). Aus diesem Grund ist die Forderung an ein entsprechendes Lagerungsmedium bakterizide und bakterio-statische Wirkung zu besitzen durchaus berechtigt.

Die Liste an Aufbewahrungssubstanzen ist groß, geläufig sind jedoch **Chloramine, Formalin, Natriumhypochlorit, Thymol, Alkohol** und **Glutaraldehyde**, diese führen in entsprechender Konzentration und bei genügender Einwirkungs-dauer zu einer zufriedenstellenden Dekontamination. Ebenso werden **Autoklav** und **Gamma-Strahlung** zwecks Entkeimung von Zähnen angewandt (Pashley et al., 1993; Ponzio et al., 1995).

Weiterhin dienen **destilliertes Wasser, Kochsalzlösung** oder das **Einfrieren** als Lagerungsmöglichkeiten, auch wenn diese keinerlei bakterio-statische beziehungsweise bakterizide Wirkung aufzeigen (Nakabayashi et al., 1992, Camps et al., 1996)

Die genannten Substanzen und Maßnahmen bleiben jedoch nicht ohne Einfluß auf die in vitro ermittelten Scherhaftfestigkeiten. Titley et al. untersuchten in einer Studie von 1998 den Zusammenhang zwischen verschiedenen Lagerungsmethoden und der ermittelten Scherhaftung von Dentinadhäsiven an Rinderzähnen. Jeweils 10 Inzisiven wurden für zwei Monate in einer der 9 Aufbewahrungsmedien gelagert, weitere 10 Testobjekte wurden in destilliertem Wasser bei -20°C eingefroren. Im Anschluß wurde das oberflächliche Dentin von okklusal mit Hilfe einer SiC-Schleifscheibe der Körnung 600 freigelegt. Kompositproben wurden mittels *Scotchbond Multipurpose* (3M Co., MN, USA) adhäsiv befestigt und nach 24 Stunden Lagerung in destilliertem Wasser abgeschert. Tabelle 1 gibt die von Titley et al. ermittelten Haftfestigkeiten in absteigender Reihenfolge wieder.

Tabelle 1. Scherhaftkraft von *Scotchbond Multipurpose* in MPa bei jeweils unterschiedlichem Lagerungsmedium (Titley et al., 1998)

Lagerungsmedium/-Methode	Scherhaftfestigkeit (MPa)	Signifikant zu (Anova P<0,05, Bonferroni Grouping)
1. Frisch extrah. Zähne	23,40	8.,9.,10.,11.
2. Tiefgefroren	20,82	1.,9.,10.,11.
3. Neutrale Formalinlsg.	18,52	1.,2.,11.
4. Natriumhypochlorit	18,42	1.,2.,11.
5. Chloramin	17,95	1.,2.,11.
6. Homofix	17,38	1.,2.,11.
7. Destilliertes Wasser	16,76	1.,2.,3.,4.,5.,6.
8. Thymol	15,83	1.,2.,3.,4.,5.,6.,7.
9. Methanol	13,89	1.,2.,3.,4.,5.,6.,7.
10. Gamma-Bestrahlung	12,85	1.,2.,3.,4.,5.,6.,7.
11. Glutaraldehyd	10,14	1.,2.,3.,4.,5.,6.,7.

Laut dieser Studie ist die Lagerung von Zähnen in Thymol, Methanol oder Glutaraldehyd, sowie deren Bestrahlung, als besonders ungünstig zu bezeichnen. In diesen Versuchsgruppen waren die Haftwerte signifikant niedriger. Zähne in destilliertem Wasser beziehungsweise feuchter Gaze einzufrieren scheint auch bei anderen Scherhaftstudien die bevorzugte Methode zu sein (Nakabayashi und Takarda, 1992, Brannstrom et al., 1992). Offenbar kommt es hier zu einer Konservierung des Ausgangszustandes. In einer Studie von Goodis et al. (1993) wurde nachgewiesen, daß längere Lagerung in Kochsalzlösung zu einer Abnahme der Scherhaftfestigkeit führt. Die Autoren machen Salzpräzipitate im Dentin verantwortlich, die eine signifikante Abnahme der Permeabilität verursachen sollen. Andere Studien hingegen konnten bei kurzzeitiger Lagerung in wäßriger Thymollösung, Kochsalzlösung/Thymol, Ethanol und Formalin nur geringfügige Veränderungen in der Oberflächenbeschaffenheit des Dentins nachweisen (Strawn et al., 1993 und 1996). Strawn et al. konnten spektroskopisch keine Veränderung des Kollagens im Dentin nach 28 Tagen Lagerung in Formalin feststellen. Gemeinhin spricht man jedoch von einer Quervernetzung der Kollagenfasern durch Ausbildung von Methylenbrücken, die zu einer Fixation führen (Strawn et al., 1996). Finger (1988) dagegen beschreibt einen polymerisationsinhibierenden Effekt durch Thymollösung, der sich negativ auf die Scherhaftfestigkeit auswirken könnte. Haller. (1992) erklärt dies durch die phenolische Hydroxylgruppe des Thymols, die Radikale binden und so die Polymerisation behindern könnte. Zusammenfassend kann man sagen:

- Einigkeit besteht in den meisten Studien darüber daß frische Zähne nach wie vor die höchsten Werte für Scherhaftfestigkeiten liefern, als brauchbare Alternative wird in diesem Zusammenhang das Einfrieren genannt
- Der Einfluß der Lagerungsmedien Thymol und Formalin wird in der Literatur nicht einheitlich beurteilt
- Nicht nur die Lagerungssubstanz sondern auch deren Einwirkzeit haben einen Einfluß auf die Permeabilität des Dentins und die Haftfestigkeit
- Solange Scherhaftkraft-Studien voneinander abweichende Lagerungsmedien und Desinfektionsmittel benutzen, bleibt es schwierig die Ergebnisse miteinander zu vergleichen
- Wertabweichungen zwischen Vergleichsstudien müssen auch im Zusammenhang mit dem Lagerungsmedium beurteilt werden

2.3. Die Dentinpermeabilität

Die Permeabilität ist ein Maß für die Stärke mit der eine Substanz eine Membran oder eine Diffusionsbarriere penetriert (*Eick et al., 1997*)

Die Hauptpforte für eine Flüssigkeitsdiffusion entlang des Zahnbeins stellen die Dentinkanälchen dar (*Pashley, 1985*). Solange die peripheren Enden dieser Kanälchen verschlossen bleiben, wird eine nur geringfügige Liquorbewegung entlang des Dentins zu beobachten sein (*Bergmann und Linden, 1965*). Gleichwohl der pulpale Gewebedruck den atmosphärischen Druck um 20-25 mmHg übersteigt, und somit eine gleichmäßige, wenn auch schwache Tendenz zum Liquorfluß in Richtung der Zahnoberfläche besteht (*Mjör, 1983*). Werden jedoch diese peripheren Enden beispielsweise in Folge eines Traumas oder einer Kavitätenpräparation geöffnet, so kommt es zu einem deutlichen Ausstrom des Dentinliquors in Richtung der Oberfläche. Der im Rahmen einer Kavitätenpräparation erzeugte Smear Layer führt wiederum zu einer Abnahme der Dentinpermeabilität und in Folge zu einer geringeren Oberflächenfeuchtigkeit (*Pashley, 1984, Pashley und Depew, 1986*). Zahlreiche Dentinadhäsive fordern jedoch eine Entfernung genau dieser Schmierschicht und verstärken somit den Flüssigkeitsstrom nach außen (*Brännström, 1984*). Dieses steht im Gegensatz zu den Bedürfnissen der Adhäsivtechnik, bei der man Feuchtigkeit weitestgehend vermeidet. Die Permeabilität ist direkt proportional zu Durchmesser und Anzahl der Dentintubuli, beide Variablen steigen im pulpanahen Dentin deutlich an. Im Bereich der Schmelz-Dentin-Grenze besitzen die Kanälchen einen mittleren Durchmesser von ca 0,8 µm, ihre Anzahl liegt bei etwa $1,9 \times 10^6$ Tubuli / cm² (*Eick et al., 1997*). Auf Höhe der Pulpa läßt sich ein Tubulusdurchmesser von etwa 3,0 µm und eine dichtere Verteilung der Kanälchen von bis zu $6,5 \times 10^6$ Tubuli / cm² (*Mjör und Fejerskov, 1979*) verzeichnen. Anders ausgedrückt, dünne Dentinschichten sind offenbar permeabler als dicke, so sind Kronenpräparationen oder tief exkavierte Defekte deutlich durchlässiger als die kleine bukkale Kavitäten beziehungsweise Zahnbein im Bereich der Schmelz-Dentin-Grenze sind (*Pashley, 1985*). Die Transportrate einer Substanz per Diffusion entlang des Dentins kann mit Hilfe der Fick'schen Gleichung quantifiziert werden (siehe Abbildung 5).

Abbildung 5. Fick'sche Gleichung (nach *Pashley, 1985*)

$$J = DA \frac{dc}{dx}$$

J = Transportrate

D = Diffusionskoeffizient

A = Diffusionsoberfläche

$\frac{dc}{dx}$ = Konzentrationsänderung
über die Distanz x

Sind die Oberfläche, die Temperatur und die Molekulargröße der diffundierenden Substanz konstant, so ist die Flüssigkeitskonzentration an jedem Punkt entlang der Tubuli lediglich durch die Ausgangskonzentration, Durchmesser und Länge der Dentinkanälchen, sowie den Abtransport am pulpalen Ende der Kanälchen definiert (Pashley, 1985). Die Flüssigkeitskonzentration wird in Abhängigkeit von der zurückzulegenden Distanz reduziert. Bei einer verbleibenden Dentinstärke von etwa 1,2 mm ist zu dem Zeitpunkt zu dem die pulmale Oberfläche erreicht wird, eine nur noch geringe Restkonzentration zu verzeichnen. Dieser Konzentrationsgradient ist entscheidend für die Gesunderhaltung der Pulpa. Verbleibt nur noch eine dünne Dentinschicht von etwa 0,2 mm, so erreichen beispielsweise bakterielle Toxine eine bedenklich hohe Konzentration, so daß es in Folge zu einer entzündlichen Reaktion der Pulpa kommen kann. Stagniert aus irgend einem Grund der pulmale Blutfluß, wie dies zum Beispiel nach Injektion eines vasokonstriktorhaltigen Lokalanästhetikums der Fall ist (van Hassel, 1971), kann der Abtransport der Toxine durch die Kapillaren nicht gewährleistet werden und es ist ebenso mit einer inflammatorischen Antwort der Pulpa zu rechnen. Zähne sind innerhalb der Mundhöhle enormen Druckschwankungen ausgesetzt, mastikatorische Kräfte von bis zu 10 kg sind keine Seltenheit (Manns et al., 1980, Pashley, 1983). Wird nun der Schmelz durch Trauma, Karies oder zahnärztliche Behandlung entfernt, ist es möglich die 10 kg okklusale Belastung in einen hydrostatischen Druck umzuwandeln. Druck ist definiert als Kraft pro Fläche und somit hängt der durch jedwede Kraft sich entwickelnde Druck, von der Größe der Applikationsfläche ab. Tabelle 2 gibt den Druck wieder, welcher durch lediglich ein Kilogramm mastikatorische Kraft in Abhängigkeit von der Fläche auf den Zahn wirkt. Die angeführten Flächen können beispielsweise einem schmalen Spalt zwischen einer Amalgamrestauration und der Kavitätenwand entsprechen. Diese hydrostatischen Drücke verursachen einen Flüssigkeitsstrom entlang des Dentins in Richtung Pulpa. Stark zuckerhaltige Nahrungsmittel führen zu hypertonen Lösungen innerhalb der Mundhöhle.

Tabelle 2. Potentielle hydrostatische Drücke die durch mastikatorische Kräfte auf einen Zahn wirken können. (aus Pashley, 1985)

Defektfläche (cm ²)	Applizierte Kraft (kg)	Erzeugter Druck	
		mmHg	kg/cm ²
0,01	1	73556	100
0,05	1	14711	20
0,10	1	7355	10
0,15	1	4904	7
0,20	1	3678	5
0,50	1	1471	2 *

* laut Brännström berichten Patienten bereits ab einer Schwelle von 1-3 kg/cm² über Schmerzsensationen

Der bestehende osmotische Druck läßt nun in umgekehrter Richtung, also von der Pulpa zur Oberfläche hin gerichtet, einen Liquorstrom zu (Horiuchi and Matthews, 1973). Solche Flüssigkeitsbewegungen entlang des Dentins, gleich welcher Richtung, sind von mehr als nur akademischem Interesse. Brännström et al. (1967) machten oben genannte Liquorschwankungen für die Übersetzung zahlreicher Stimuli (thermisch, osmotisch, hydrostatisch, taktil) in eine dentale Schmerzensation verantwortlich und stellten die Hypothese der "Hydrodynamischen Dentinsensibilität" auf. Brännströms Schlußfolgerungen finden in einer Untersuchung von Närhi (1978) durchaus ihre Bestätigung. Dieser applizierte positive und negative hydrostatische Drücke an Katzen und Hunden und verzeichnete eine

deutliche Reaktion der pulpalen Mechanorezeptoren gegenüber dem erzeugten Druckgradienten, unabhängig von der jeweiligen Orientierung.

2.3.1 Veränderungen der Dentinpermeabilität

Es gibt in den Permeabilitätscharakteristika neben der Nähe des Dentins zur Pulpa auch regionale Unterschiede je nach Lokalisation. So ist die Permeabilität über den Pulpahörnern höher als über dem Zentrum der Okklusalfäche (*Pashley et al.*, 1987). Approximal gelegenes Dentin ist durchlässiger als okklusales Dentin. Koronales Dentin ist permeabler als Wurzel dentin (*Pashley et al.*, 1987). Dentin ist keineswegs eine ideal geartete Struktur mit glattwandigen und ebenen Kanälen, sondern viel mehr sind die Tubuli durch hypermineralisiertes peritubuläres Dentin regelrecht eingehüllt und werden vielerorts durch Kollagenfasern durchkreuzt (*Thomas*, 1983). Auch gelegentliche mineralische Ablagerungen die von den Kanalwänden hervorstehen, sorgen für eine Verengung des tubulären Durchmessers. Der Verschluss der Dentinkanälchen durch kollagene und mineralische Substanzen führt zu einem Absinken der Permeabilität bis zur vollständigen Impermeabilität (*Pashley*, 1991 d, *Mjör*, 1966). Dentin welches durch exogene Noxen eine Sklerosierung oder Tertiärdentinbildung erfahren hat ist weniger permeabel. Karies verursacht durch die freigesetzten organischen Säuren eine Demineralisierung des peritubulären Dentins. Die ansteigende Kalzium- und Phosphatkonzentration bewirkt ein Ausfällen von Karieskristallen in den Tubuli und eine Reduktion der Durchlässigkeit (*Pashley*, 1991 e). In Folge einer Kavitätenpräparation läßt sich innerhalb der ersten postoperativen Woche eine Abnahme der Permeabilität um 75-80% des Ausgangswertes verzeichnen. In histologischen Untersuchungen konnte aber weder eine Reizdentinbildung noch eine Ablagerung von Zellbestandteilen nachgewiesen werden (*Pashley et al.*, 1983). *Stanley et al.* (1966) berichten, daß bei Menschen reparatives Dentin erst nach einer post-operativen Periode von etwa 30 Tagen zu verzeichnen ist. Offenbar sinkt die Dentinpermeabilität auch ohne die Anwesenheit von Reizdentin. *Pashley et al.* (1982) machen hierfür das Fibrinogen verantwortlich, reduzierte es doch im Rahmen von in vitro Untersuchungen die Dentinpermeabilität erheblich. Es ist möglich, daß Plasma-Fibrinogen unterhalb von Kavitätenpräparationen aus subodontoblastischen Kapillaren austritt und entlang der Odontoblasten in die Dentinkanälchen hineindiffundiert. Dort angelangt, kann das Fibrinogen polymerisieren und dabei den funktionellen Kanaldurchmesser reduzieren. Um diese Hypothese zu stützen, wurde Hunden intravenös 4 Tage vor dem Beginn einer Dentinpermeabilitätsuntersuchung ein Fibrinogenase-Enzym verabreicht (*Pashley et al.*, 1984 b). Nach Kavitätenpräparation war bei den Kontrolltieren ein stündliches Absinken der Permeabilität um 10% zu beobachten, die vorbehandelten Hunde jedoch zeigten einen deutlich geringeren und langsameren Rückgang der Dentindurchlässigkeit. Offenbar sind also Plasma-Proteine durchaus für eine Reduktion der Dentinpermeabilität verantwortlich. Grundsätzlich engen die unterschiedlich ausgeprägten Odontoblastenfortsätze den tubulären Durchmesser ein, somit ist der funktionelle Radius um etwa 5-10% geringer als der anatomische, beziehungsweise histologisch nachweisbare Durchmesser der Dentinkanälchen (*Michelich et al.* 1978). Funktionelle Durchmesser unter 0,2 µm machen eine effektive Sterilisation bakteriell kontaminierter Lösungen auf ihrem Weg entlang des Dentins möglich (*Michelich et al.*, 1980).

2.3.2 Intrapulpaler Druck und Dentinliquor

Vongsavan et al. (2000) zeigten anhand eines Farbstoffpenetrationstests, den sie an humanen Prämolaren sowohl in vivo als auch in vitro durchführten, daß ein Druckgradient von der Pulpa zur Dentinoberfläche einer Kavität vorhanden sein muß. Bei Applikation des Farbstoffes in vivo war eine deutlich geringere Diffusion in Richtung Pulpa zu beobachten, als dies beim späteren in vitro Versuch am kontralateralen Prämolaren der Fall war. Diese Ergebnisse deckten sich mit den Erkenntnissen die durch *Vongsavan* und *Matthews* bereits 1991 durch Versuche an Katzen gewonnen wurden. *Maita et al.* (1991) gelangten in ihrer Studie zu der Schlußfolgerung, daß ein spontaner Liquorfluß innerhalb einer Kavität auf einen positiven hydrostatischen Druck hinweist, der in unbekannter Größe die Flüssigkeit entlang des Dentins in Richtung der Kavitätenoberfläche treibt. Mit Hilfe einer in vivo Studie an 16 Hunden konnte ein intrapulpaler Druck von 42,0 cm H₂O durch *Maita et al.* ermittelt werden. Hierzu wurde unter Intubationsnarkose eine 3-4 mm tiefe Kavität an den 1. Molaren der Hunde angelegt und in Folge die spontane Liquorflußrate gemessen, darauf wurden negative Drücke von -50 beziehungsweise -100 cm H₂O appliziert und die jeweils erhöhte Flüssigkeitsrate erneut ermittelt. *Maita et al.* folgerten nun, daß die Flüssigkeitsproduktion unter einem bekannten negativen Druck proportional zur spontanen Liquorflußrate sei. Der unbekannte intrapulpaler Druck konnte somit durch eine einfache Gleichung ermittelt werden (siehe Abbildung 6, nach *Maita et al.*, 1991). Auch andere Autoren erhielten in ihren Studien Werte für den intrapulpalen Druck. Obwohl die Ergebnisse im Gegensatz zu den Untersuchungen von *Maita et al.* durch direkte Messungen ermittelt wurden, weichen die Druckwerte in ihrer Höhe zumeist nur geringfügig ab. (siehe Tabelle 3).

Abbildung 6. Ermittlung des intrapulpalen Drucks mittels Dreisatz (nach *Maita et al.*, 1991)

$$P_x = \frac{J_{v, \text{spn}} \times P_{-50}}{J_{v, \text{neg}}}$$

P_x : unbekannter Intrapulpaler Druck
 $J_{v, \text{spn}}$: spontaner Liquorfluß
 P_{-50} : bekannter negativer Druck
 $J_{v, \text{neg}}$: Liquorfluß unter negativem Druck

Tabelle 3. Verschiedene Werte für den intrapulpalen Druck unterschiedlicher Autoren

Autor	Intrapulpaler Druck (cm H ₂ O)
Maita et al., 1991	42,0
Pashley et al., 1981 b	32,6
Terkla et al., 1987	34,0
Andreus et al., 1989	40,0

In ihrer Studie von 1991 untersuchten *Maita et al.* ebenfalls die Zusammensetzung des Dentinliquors von Hunden. Hierzu wurde jeweils 1 µl der aus der Kavität gewonnenen Flüssigkeit analysiert und mit dem Proteingehalt des zum gleichen Zeitpunkt entnommenen Blutplasmas verglichen. Der Wert für das Gesamtprotein betrug bei spontanem Liquorfluß im Mittel 16,2 µg / µl, das Plasma hingegen zeigte einen Proteingehalt von etwa 88,9 µg / µl auf. Die Proteinkonzentration des Liquors war stets geringer als die des Blutplasmas. Die Vermutung es käme zu einer Adsorption der Proteine aus der Liquorflüssigkeit, auf dem Weg durch das Dentin in Richtung der Oberfläche, erwies sich als falsch. Vielmehr scheinen für die geringe Eiweißkonzentration das Gefäßendothelium beziehungsweise die engmaschigen Zellverbindungen der Odontoblasten verantwortlich zu sein und weniger eine Bindung der Proteine an das Dentin. In der Abwesenheit eines Smear Layers wirkt das Dentin nur in geringem Maße als Filter für Moleküle in der Größenordnung von Plasmaproteinen und steht am Ende der Diffusionsbarriere (*Pashley und Whitford, 1980*).

2.3.3. Einfluß der Permeabilität auf die Haftung von Dentinadhäsiven

Die Anwesenheit von Flüssigkeit innerhalb der Dentintubuli unabhängig davon ob nun ein hydrostatischer Druck vorliegt oder nicht führt zu einer Reduktion der Haftkräfte (*Mitchem et al., 1988, Andreus et al., 1988, Tao und Pashley, 1988*). Insbesondere bei Adhäsivsystemen, die auf der Entfernung des Smear Layers basieren ist eine deutliche Reduktion ihrer Haftung zu beobachten. Ein stärkerer Austritt von Liquor aus den Dentinkanälchen mindert die Adaptationsfähigkeit von Kompositen und wirkt der Penetration von hydrophilen Monomeren entgegen. Somit wirkt sich die Permeabilität auf die Haftung antiproportional aus. Auch die in vitro Simulation eines Dentinliquorflusses führt zu einer Minderung der Haftwerte (*Prati et al., 1991, Tao und Pashley, 1989, Lucena-Martin et al., 1999, Prati und Pashley, 1992*).

2.4. Der Smear Layer – Die präparationsbedingte Schmierschicht

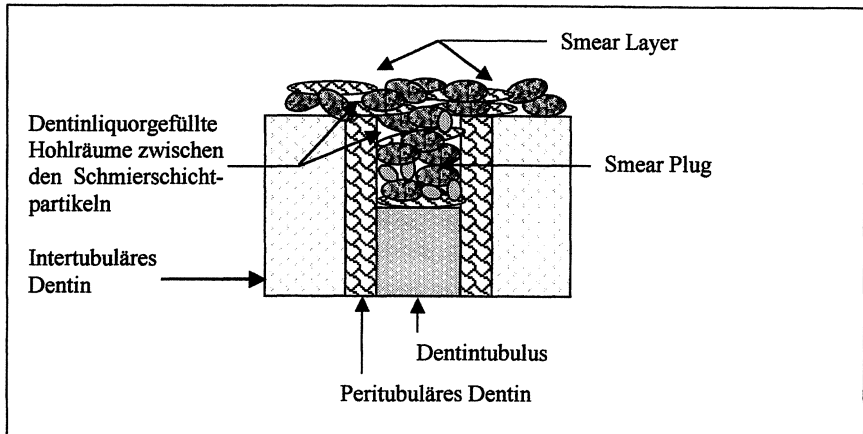
Zahnoberflächen, die mit Schleifkörpern präpariert wurden, sind ungleichmäßig mit einer Schmierschicht (Smear Layer) bedeckt, die schwach an dem darunter liegenden Substrat haftet. (*Lambrechts et al., 2001*)

2.4.1. Entstehung, Zusammensetzung und Morphologie

Die Beobachtung, daß eine "Schmierschicht" in der Lage ist, die tubulären Strukturen des Dentins zu verlegen wurde bereits 1677 durch *van Leeuwenhoek* gemacht (*O'Sullivan und Flannelly, 1990*). Zu einer exakten Definition und genaueren Charakterisierung des Begriffs Smear Layer kam es allerdings erst in jüngerer Zeit durch *Boyde et al. (1963)*. Die Zusammensetzung der Schmierschicht wurde schließlich durch *Eick et al. (1970)* beschrieben. Die Reibung zahnärztlicher Präparationsinstrumente führt durch mechanische Scherung und Denaturierung der Proteine zu einer in Dicke und Struktur variablen Schmierschicht, die das Dentin bedeckt (*Szep et al., 1999*). Die Erscheinung "Smear Layer"

ist folglich ein physikalisch-chemisches Phänomen (*Paterson and Watts, 1990*). Die Schmierschicht besteht aus Wasser, Schmelz- und Dentinstaub, denaturiertem Kollagen, verschmierten Odontoblastenfortsätzen und Ölrückständen der Winkelstücke. Häufig ist der Smear Layer zusätzlich mit Mikroorganismen aus dem Speichel kontaminiert. Die Schmierschicht ist in ihrer Zusammensetzung weiterhin abhängig von den Eigenschaften des jeweils beschliffenen Dentins (*Eick et al., 1970*). Stammt sie von superfiziellem, gesundem Dentin, so sind ihre Inhaltsstoffe dem intertubulären Dentin äußerst nah, wohingegen tiefes Zahnbein seine geringe Mineralisation in der Zusammensetzung der Schmierschicht widerspiegelt. Kariesinfiziertes Dentin beinhaltet zumeist Kollagen, das durch die Aktivität der proteolytischen Enzyme der Karies verursachenden Bakterien bereits denaturiert wurde. Sowohl sklerotisches, zervikales als auch kariöses Dentin sind häufig durch eine vergleichsweise hohe Whitlockit-Konzentration gekennzeichnet (*Le Geros, 1981, Daculsi et al., 1979*). Die hierauf entstandenen Smear Layer enthalten dann deutliche Anteile an intratubulärem Whitlockit. Über die Schmierschichtdicke werden in der Literatur unterschiedlichste Angaben gemacht, die Werte reichen von 0,3-0,5 μm (*Watanabe et al., 1994*) bis zu 10-15 μm (*Pashley et al., 1981a*). Die Dicke und Erscheinung des erzeugten Smear Layers ist zum einen von der Anwesenheit und Menge der Spraykühlung und zum anderen von dem Körnungsgrad und der Umdrehungszahl des Präparationsinstrumentes abhängig. In ihrer in vitro-Studie bearbeiteten *Watanabe et al. (1994)* Dentinoberflächen sowohl mit 180-grit SiC-Scheiben als auch mit 600-grit Scheiben. Die grobkörnigere Scheibe erzeugte eine 1 μm starke Schmierschicht, die im Transmissionselektronenmikroskop einen eher losen und ungeordneten Eindruck macht. Es sind willkürlich verteilte 100 nm große faserartige Strukturen zu erkennen. Die Verbindungszone zwischen Smear Layer und Dentin ist durch längs und quer geschnittene Kollagenfasern charakterisiert, von denen allerdings nicht klar ist, ob sie tatsächlich einen physikalischen Verbund zur Dentinmatrix besitzen. Die feinkörnigere Scheibe hingegen, die eher einem zahnärztlichen Schleifkörper entspricht, bildet einen nur 0,3-0,5 μm dicken Smear Layer. Dieser macht jedoch einen wesentlich dichteren und kompakteren Eindruck. Im Elektronenmikroskop sind keinerlei separate Kollagenfasern erkennbar. In beiden Schmierschichten finden sich wassergefüllte Kanälchen (siehe Abbildung 7), die durch die Debris-Partikel des Smear Layers gebildet werden (*Pashley et al., 1987*). Laut *Pashley et al. (1989)* führen raue SiC-Scheiben (120-grit) zu einer Reduktion der Dentinpermeabilität um 63 % verglichen zu der Durchlässigkeit die eine geätzte Dentinscheibe aufweist. Feinere Schleifkörper (600-grit) erzeugen jedoch einen Smear Layer der zu einer maximalen Senkung der Permeabilität um bis zu 93 % führt. Nach Entfernung der Schmierschicht kommt es jedoch zu einer Steigerung der Diffusion von Substanzen in Richtung Pulpa um das 5-6 fache, die Liquorpermeabilität steigt auf den 25-36 fachen Wert (*Pashley, 1984 a*). Auch wenn die Schmierschicht ein nur labiles Substrat ist und lediglich mit etwa 3-7 MPa an der Dentinoberfläche haftet (*Tao et al., 1988*), so kann diese doch nicht einfach durch bürsten oder spülen entfernt werden (*Lambrechts et al., 2001*). Der Smear Layer ist regelrecht in die darunterliegende Fläche einpoliert, sogenannte Smear Plugs entstehen an den Eingängen der Dentintubuli (Siehe Abbildung 7). Somit lässt sich innerhalb der Schmierschicht ein oberflächlicher von einem tiefen Anteil unterscheiden (*Brännström, 1982*), die propfartigen Strukturen reichen bis zu 6 μm tief in die Dentinkanälchen hinein (*Baumann, 1997*), offenbar stellen diese eine Art Verankerung des Smear Layers zur Dentinmatrix dar, vergleichbar den Rete-Leisten im Bereich der epidermalen Grenzschicht (*Eick et al., 1997*).

Abbildung 7. Schematische Darstellung der Morphologie der präparationsbedingten Schmierschicht auf Dentin (in Anlehnung an *Lambrechts et al.*, 2001 Abbildung Seite 30)



2.4.2. Möglichkeiten der Schmierschichtbehandlung durch Dentinadhäsive

Dentinhaftvermittler können nach der Art und Weise, mit der sie die Schmierschicht behandeln kategorisiert werden. Einige Systeme verursachen nur geringfügige Veränderungen innerhalb des Smear Layers, andere lösen ihn partiell auf oder entfernen einzelne Anteile und wieder andere Dentinadhäsive verzichten gänzlich auf die Anwesenheit des Smear Layers und entfernen die Schicht komplett (*Pashley*, 1991 f, *Eick*, 1992, *Eicke et al.*, 1993, *Van Meerbeek et al.*, 1992). Da Schmierschichten auf allen geschnittenen Oberflächen mineralisierter Gewebe vorhanden sind, stellen sie eine Verbindungszone zwischen Restaurationsmaterial und Zahnhartsubstanz dar (*Watanabe et al.*, 1994).

(A) Belassen der Schmierschicht

Frühe Dentinadhäsivsysteme wurden direkt auf den Smear Layer appliziert. Elektronenmikroskopische Untersuchungen zeigten, daß diese Haftvermittler lediglich 0,2-0,3 µm tief in die Oberfläche der Schmierschicht hinein penetrierten (*Eick et al.*, 1992). Typische Smear Layer besitzen eine Schichtdicke von etwa einem µm, somit haften solche Systeme lediglich im oberen Drittel der Schmierschicht. Dentinadhäsive die die Schmierschicht erhalten und in den Komposit-Dentin-Verbund einbeziehen, besitzen Adhäsivmoleküle, sogenannte hydrophile Monomere, die in die amorphe Schmierschicht eindringen können (*Szep et al.*, 1999). Häufig werden jedoch die wassergefüllten Porositäten des Smear Layers nur geringfügig durchdrungen, da insbesondere frühe Produkte als relativ hydrophob zu bezeichnen sind und in Folge nicht in der Lage sind die feuchte Schmierschicht ausreichend zu durchdringen (*Watanabe et al.*, 1994). Die Haftkräfte die bei Adhäsiven dieser Gruppe gemessen werden können, liegen laut *Szep et al.* bei vier bis sechs MPa. Makroskopisch könnte das frühe Versagen des Haftverbundes zunächst als adhäsiver Abrißmodus gedeutet werden. Mikroskopisch konnte jedoch ein kohäsives Versagen des Smear Layers durch *Tao et*

al. (1988) nachgewiesen werden, da sich auf beiden Seiten der Bruchflächen, also sowohl im Dentin als auch an der Kompositprobe, Partikel der Schmierschicht fanden. Somit ist die Dentinhaftung des Komposits durch die zu geringe Haftung der Schmierschicht auf dem darunterliegenden Dentin limitiert (Frankenberger, 2001). Lambrechts et al. (2001) zufolge sind der Smear Layer und die Smear Plugs normalerweise mit Bakterien, Speichel, Blutzellen und denaturiertem Kollagen kontaminiert und sind somit vorzugsweise zu entfernen. Auch wenn die Dentinpermeabilität durch Belassen der Schmierschicht gering ist und polymerisationsbedingte Spannungen durch den Smear Layer kompensiert werden sollen (Pashley, 1991d, Haller, 1994), so bleibt die Schmierschicht trotz allem für die Haftvermittlung ein instabiles Substrat. Unter den Restaurationsmaterialien löst sich der Smear Layer allmählich auf und ermöglicht damit das Eindringen von Bakterien (Lambrechts et al., 2001). Chronische Pulpareaktionen sind überwiegend auf irritierende Eigenschaften der Bakterien zurückzuführen, die die Grenzfläche durch Mikroperforationen durchdringen und die Pulpa erreichen. Tabelle 4 gibt einen kurzen Überblick über die Vor- und Nachteile von Adhäsivsystemen, die die Schmierschicht belassen. In Abbildung 8 wird der Wirkmechanismus schematisch dargestellt.

Tabelle 4. Vor –und Nachteile des Belassens der Schmierschicht

Schmierschichtbelassende Adhäsivsysteme	
Vorteile:	Nachteile:
<ul style="list-style-type: none"> • Reduzierte Dentinpermeabilität • Kurzfristig wird die Invasion von Bakterien in die Dentinkanälchen verhindert • Kompensation von polymerisationsbedingten Spannung aufgrund der Flexibilität der kunststoffimprägnierten Schicht 	<ul style="list-style-type: none"> • Limitierung der Haftfestigkeit von Dentinadhäsiven auf die Haftfestigkeit des Smear Layers am darunterliegenden Dentin • Längerfristig kommt es zur Desintegration des Smear Layers (abhängig von der Ernährung und der Hygiene) mit Randspaltbildungen und folgende Invasion von bakteriellen Produkten nach zentripetal • Beherrbergung von Bakterien herrührend von der Karies oder dem Speichel innerhalb der Schmierschicht

(B) Entfernen der Schmierschicht

Die Schmierschicht kann mit säurehaltigen Lösungen oder Komplexbildnern, sogenannten "Konditionierern" entfernt werden. Abhängig von der Art, Konzentration und Einwirkdauer des Konditionierers geschieht dies mehr oder weniger vollständig (Szep et al., 1999). Durch das Ätzen der Schmierschicht wird diese sowohl aus den Dentintubuli als auch vom intertubulären Dentin entfernt. Gleichzeitig kommt es zu einer Demineralisation der oberen 3-7 µm der Dentinmatrix bei der das Kollagenfasergeflecht freigelegt wird. Die Ausbildung eines sogenannten Hybrid Layers, ein durch Monomere infiltriertes Kollagenfasernetz ist somit möglich (Watanabe et al., 1994). Im Zuge des Absprayvorganges wird sämtliches gelöstes anorganisches Material sowie die Smear plugs aus der potentiellen Verbundzone eliminiert. Das bedeutet, daß das zurückgelassene Kollagenfasergeflecht austrocknungs- und somit kollapsgefährdet ist (Frankenberger, 2001). Die gesteigerte Dentinpermeabilität wirkt sich ebenfalls nachteilig auf die Haftung der Dentinadhäsive aus (siehe Abschnitt 2.3.3. und 2.4.1.). Da die meisten säurehaltigen Konditionierer hypertonisch sind, können diese ein Ausströmen der tubulären Flüssigkeit verursachen und beim Patienten zu Beschwerden

führen. Insbesondere bei sensiblem und vitalem Dentin trägt der tubuläre Strom nach außen zu einer ständigen Wiederbefeuchtung der Oberfläche während der klinischen Anwendung bei und erschwert eine Infiltration der adhäsiven Monomere (*Lambrechts et al.*, 2001). Für die Ätzung des Dentins und die vollständige Entfernung des Smear Layer einschließlich der Smear Plugs ist eine adäquate Versiegelung der konditionierten Oberflächen durch das Adhäsivsystem als essentiell zu bezeichnen. Denn laut *Brännström* (1986) ist nur so eine Spaltbildung zwischen Restauration und Zahn zu vermeiden, andernfalls käme es zu einer bakteriellen Invasion des Spaltraumes und in Folge zu einer pulpalen Irritation, die der Patient als Hypersensibilität erfährt. Tabelle 5 gibt einen kurzen Überblick über die Vor und Nachteile einer Entfernung der Schmierschicht durch "Total-Etch"- Adhäsive. In Abbildung 8 wird der Wirkmechanismus schematisch dargestellt.

Tabelle 5. Vor -und Nachteile schmierschichtentfernender Adhäsivsysteme (aus *Lambrechts et al.*, 2001)

Dreistufige schmierschichtentfernende Adhäsivsysteme oder dreistufige "Total-Etch"-Adhäsive	
Vorteile:	Nachteile:
<ul style="list-style-type: none"> • Separate Anwendung von Conditioner, Primer und Adhäsivkunststoff • Niedrigste Techniksensitivität • In vitro und in vivo nachgewiesene Wirksamkeit der Haftung an Schmelz und Dentin • Wirksamste und dauerhafte Ergebnisse • Möglichkeit für partikelgefüllte Adhäsive ("Stoßdämpfer") 	<ul style="list-style-type: none"> • Risiko eines Überätzens des Dentins (hochkonzentrierte Phosphorsäure-Ätzmittel) • Zeitaufwendiges dreistufiges Applikationsverfahren • Nach dem Konditionieren Spülung erforderlich. Empfindlich gegenüber "zu nassen" oder "zu trockenen" Dentinzustand • Zur Desensibilisierung nicht geeignet

(C) Modifikation der Schmierschicht

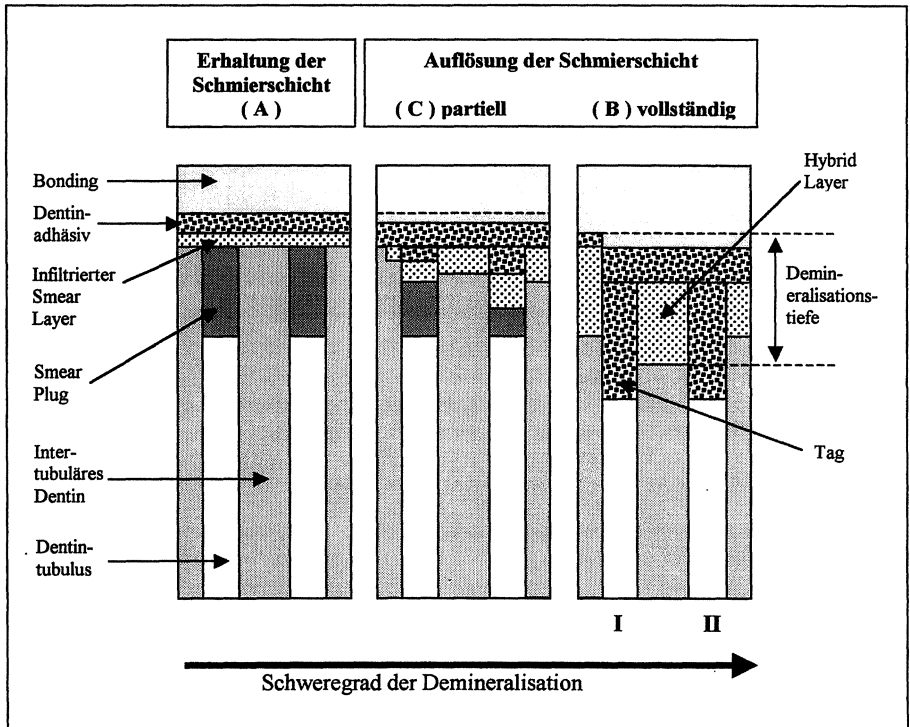
Wieder andere Entwicklungen führten zu einer Intergration des Smear Layers in den adhäsiven Haftverbund. Zunächst waren diese Ansätze weniger erfolgversprechend, da die Monomere nicht ausreichend tief in die Schmierschicht hinein penetrierten (*Tao et al.*, 1988). Um die Azidität der Adhäsivsysteme zu erhöhen wurden anfangs Malein –oder auch Salpetersäure zugesetzt (*Causton et al.*, 1989, *Erickson*, 1992). Die sogenannten selbstätzenden Primer sind jedoch inzwischen an Stelle des Zusatzes von Säuren durch einen erhöhten Anteil an sauren Monomeren in Kombination mit 2-hydroxyethyl Methacrylat (HEMA, Strukturformel siehe Abschnitt 5.1.2.) gekennzeichnet (*Watanabe et al.*, 1993, *Yamauchi*, 1986). Ein Ätzen jenseits des Smear Layers in die darunter liegende Dentin-Matrix ist nun durch Monomere wie 2-methacryloyloxyethyl Phenylphosphat (phenyl-P) möglich, diese senken den pH-Wert des Primers auf bis zu 0,84 (*Chigira et al.*, 1994). Der Demineralisierungs -und Eindringvorgang laufen durch das Hinzufügen der sauren Monomere nahezu synchron ab. Selbstätzende Primer lösen Mineralkristalle auf, aber das Calciumphosphat kann wieder ausfallen oder im Kunststoff integriert werden (*Lambrechts et al.*, 2001). Die Hydroxylapatit-Kristallite um die Kollagenfasern werden ausreichend löslich gemacht, um die Infiltration der Adhäsiv-Monomere zu ermöglichen. Der Smear Layer wird somit in den Hybrid Layer integriert, vorausgesetzt das Adhäsivsystem penetriert bis in das intakte, mineralisierte Dentin hinein. Die Schmierschicht stellt nämlich *Lambrechts et al.*

(2001) zu Folge durchaus eine Diffusionssperre für das säurehaltige Monomergemisch da, die durch ihre Dicke, Abdichtung und Pufferkapazität bestimmt wird. Der nach Anwendung eines selbstätzenden Dentinhaftvermittlers entstehende Hybrid Layer läßt einen oberen von einem unteren Anteil unterscheiden. Der obere Anteil ist das Ergebnis der Primer-Infiltration in den demineralisierten Smear Layer hinein und wird als hybridisierte Schmierschicht (aufgelöste Schmierschicht, die durch imprägnierten Kunststoff verstärkt ist) bezeichnet (*Tay et al.*, 2000). Die einzelnen globulären Untereinheiten des Smear Layers, führen zu Mikrokanälen, die mit Leichtigkeit durch den selbstätzenden Primer diffundiert werden können. Diese Kanälchen sind vergleichsweise weniger obstruktiv für eine Monomer-Diffusion als dies die Nanospalten (ca. 20 nm) zwischen den Kollagenfasern in intaktem, intertubulärem Dentin sind. Laut *Carvalho et al.* (1996) ist es wahrscheinlich, daß die Untereinheiten der Schmierschicht, als eine Art natürliche Füllstoffe innerhalb des polymerisierten Primers fungieren und die Funktion eines "Stress Breakers", vergleichbar einem gefüllten Adhäsiv, übernehmen können. Der untere dünne Anteil der Hybrid Schicht hat eine Schichtstärke von etwa 300-500 nm und entspricht dem sogenannten wahren Hybrid Layer im Bereich des demineralisierten, intertubulären Dentins. In diesem Bereich sind die Kollagenfasern mit dem darunterliegenden Dentin verbunden. *Tay et al.* (2000) gehen davon aus, daß diese dünne, "wahre" Hybridschicht für den erzielten Haftverbund verantwortlich ist. Offenbar müssen die Hybrid Layer keine besonders große Schichtstärke aufweisen, solange die Kollagenfasern optimal durch das Adhäsiv infiltriert werden, um eine ausreichende Haftung im Dentin zu erzielen. Die hybridisierten Schmierschichten können jedoch laut *Lambrechts et al.* (2001) aufgrund ihrer inneren Eigenschaften zu schwach sein, um hydrolytisch stabile, feste und dauerhafte mechanische Eigenschaften zu bieten. Es kann eine langsame Hydrolyse des organischen Teils der aufgelösten und hybridisierten Schmierschicht ablaufen, bei einem Versagen würde sich dann die Hybridschicht vorzugsweise an der Verbindungsstelle der hybridisierten Schicht mit dem kunststoffinfiltrierten gesunden Dentin spalten. Tabelle 6 gibt einen kurzen Überblick über die Vor und Nachteile einer Schmierschichtmodifikation durch selbstätzende Systeme. In Abbildung 8 wird der Wirkmechanismus schematisch dargestellt.

Tabelle 6. Vor –und Nachteile selbstätzender Dentinadhäsivsysteme (aus *Lambrechts et al.*, 2001)

Schmierschichtauflösende Adhäsivsysteme oder selbstätzende Adhäsive	
Vorteile:	Nachteile:
<ul style="list-style-type: none"> • Gleichzeitige Demineralisierung und Kunststoffinfiltration • Keine Spülung nach der Konditionierung • Nicht anfällig für verschiedene Dentin-Nässebedingungen • Zeitsparendes Applikationsverfahren • Niedrige Techniksensibilität • Möglichkeit zur "Unit Dose Verpackung" • Gleichmäßige und stabile Zusammensetzung • Hygienische Applikation (geringere Gefahr von Kreuzkontaminationen) • Möglichkeit für partikelgefülltes Adhäsiv ("Stoßdämpfer"), wirksamer Dentin-Desensitizer 	<ul style="list-style-type: none"> • Noch unzureichende klinische Langzeit-Untersuchungen • Haftpotential am Schmelz muß teilweise noch klinisch nachgewiesen werden

Abbildung 8. Schematische Darstellung des Komposit-Dentin-Verbundmechanismus nach Vorbehandlung mit unterschiedlichen Dentinhaftvermittlern (nach Hellwig et al., 1999)



Erläuterungen zur Abbildung 8 aus Hellwig et al. (1999):

(A) Dentinhaftvermittler (hydrophile Monomere) infiltrieren und verstärken die Schmierschicht. Diese Form der Dentinhaftung wurde verlassen da die Haftung zu gering war.

(B) Nach Konditionierung mit einem Cleanser (EDTA, Säuren) kommt es zur vollständigen Auflösung der Schmierschicht. Die Dentintubuli sind geöffnet, und das intertubuläre Dentin wird demineralisiert (I). Dabei wird Kollagen freigelegt. Bei einigen Dentinhaftvermittlern wird auch das peritubuläre Dentin demineralisiert (II). Nach Einsickern des Dentinadhäsivs entsteht eine Hybridschicht aus hydrophilen Monomeren und Kollagen. Es entstehen zudem "Tags" in den Dentintubuli (van Meerbeck et al, 1992)

(C) Dentinhaftvermittler mit demineralisierenden Bestandteilen (zum Beispiel Maleinsäure) lösen die Schmierschicht auf und demineralisieren das Dentin minimal. Ein Teil des Smear Layers repräzipitiert. Es entsteht eine infiltrierte Schmierschicht, infiltrierte Schmierpfropfen und eine Verbindung zum oberflächlich freigelegten Kollagen des intertubulären Dentins.

2.5. Dentinadhäsive

2.5.1 Die Entwicklung

Im Jahre 1955 wurde durch *Buonocore* ein adhäsiv arbeitendes Füllungskonzept beschrieben, die Schmelz-Ätztechnik. *Buonocore* ätzte den Schmelz mit einer 85%igen Phosphorsäurelösung an, um eine raue Oberfläche zu erzeugen (*Buonocore*, 1955). Die Vorbehandlung schaffte eine ideale Oberflächenmorphologie für die mikromechanische Verankerung von Kunststoffen. Durch die unterschiedliche Säurelöslichkeit der Schmelzprismen im Zentrum und in der Peripherie entsteht eine raue Struktur, die ungefüllten und gefüllten Adhäsiven das Einfließen ermöglicht und nach deren Polymerisation zu einer innigen Verzahnung mit dem Zahnschmelz führt (*Frankenberger*, 2001). Auch wenn das Konzept bei seiner Einführung 1955 als völlige Neuheit betrachtet wurde, so nutzte die Zahnmedizin die gleiche Vorgehensweise bereits Jahre zuvor, ohne jedoch der mikromechanischen Retention besondere Beachtung zu schenken. Als es beispielsweise zur Kolonialisierung Zentralamerikas durch die spanischen Conquistadores kam, verschönerten die Mayas bereits seit Jahrhunderten ihre Zähne durch das Anbringen verschiedenartig gefärbter Steine (*Söderholm*, 1995). Um einen stabilen Haftverbund zu erreichen, bohrten die Indianer Löcher in die labialen Zahnoberflächen, in die sie dann gut passende Dekorationssteine plazierten und sie mit einer Art Kittsubstanz, einer Mixtur aus organischen Säuren und Knochenmehl, befestigten. Bevor es zum eigentlichen Kleben der Steine kam, wurde die angrenzende Zahnoberfläche mittels einer Säure konditioniert, die mikroskopisch kleine Unterschnitte erzeugte, in die sich der Befestigungszement krallen konnte (*Söderholm*, 1995). Abbildung 9 zeigt die Zähne eines Mayaschädels aus dem 9. Jahrhundert v. Chr. :

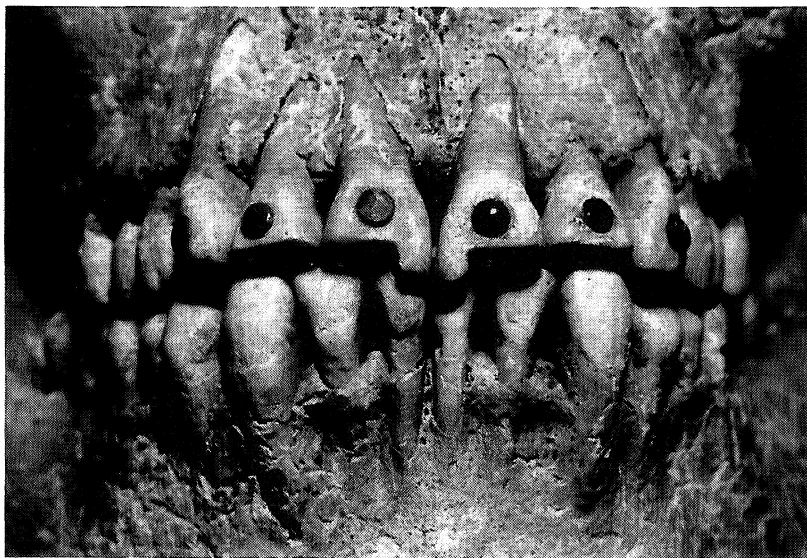


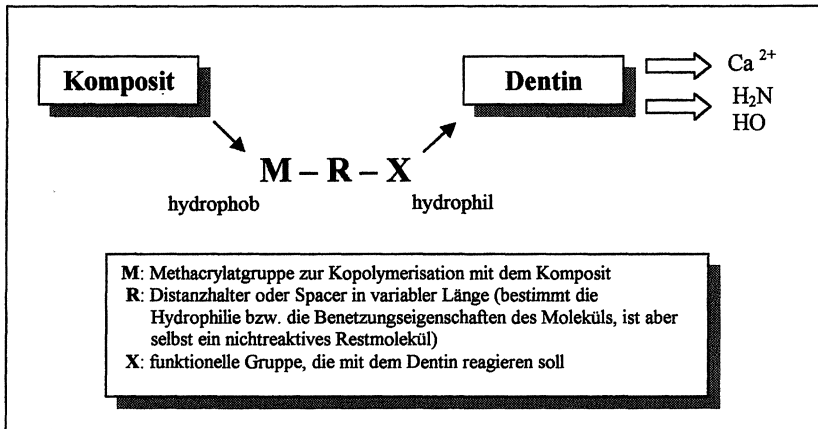
Abbildung 9. Die Zähne weisen zahlreiche Inlays aus Jade und Türkisen auf.
Museo Nacional de Antropología, Mexico City, aus "Geschichte der Zahnmedizin" von
Malvin E. Ring, 1997

Bereits ein Jahr später, also 1956 untersuchten *Buonocore und seine Mitarbeiter* die chemo-mechanische Verankerung am Dentin. Einen stabilen Haftverbund zum Dentin zu erzielen, sollte sich aber aus zahlreichen Gründen als deutlich problematischer erweisen (*Burke et al.*, 2000). Die hydrophilen Eigenschaften des Dentins, eines heterogenen Gewebes mit ausgeprägtem organischen Charakter stehen im krassen Gegensatz zu dem hydrophoben Verhalten der Komposite (*Szep et al.*, 1999). Weiterhin erweist sich Dentin als äußerst inhomogenes Substrat, dessen Eigenschaften je nach Lokalisation variieren. So besteht etwa nur 1 % der schmelznahen Dentinoberfläche aus flüssigkeitsgefüllten Tubuli, wohingegen die Oberfläche des pulpanahen Zahnbeins zu 22% aus Dentinkanälchen besteht (*Pashley*, 1991 d). Auch unterschiedlich stark sklerosiertes Dentin beeinflusst die Haftung, da die sklerosierte Oberfläche nur geringfügig durch die Adhäsive penetriert wird. So empfehlen *Gwinnett und Kanca* (1992) stets eine dünne Schicht des glänzenden, sklerotischen Dentins zu entfernen um die anschließende Monomerpenetration zu erleichtern. Ungeachtet der genannten Schwierigkeiten finden sich in der Literatur bei der Frage nach einem idealen Dentinadhäsiv folgende Forderungen (*Phillips und Ryge*, 1961, *Burke*, 1991):

- Hohe Haftfestigkeit zum Dentin sowohl unmittelbar nach dem Legen der Füllung, als auch anhaltend
- Die Haftkraft am Dentin sollte der Haftung im Schmelz vergleichbar sein
- Gute Biokompatibilität gegenüber der Zahnhartsubstanz, einschließlich der Pulpa
- Minimierung von Spaltbildungen an den Restaurationsrändern (sogenanntes "Microleakage")
- Verhütung von Sekundärkaries und Randverfärbungen
- Einfacher Einsatz und minimale Sensitivität bei der Verarbeitung
- Gute Lagerungsfähigkeit
- Kompatibilität mit einer großen Anzahl von Materialien
- Kein Verlust der Haftkraft, wenn eine Anwendung auf feuchter Oberfläche erfolgt
- Kein allergisierendes Potential, sowohl gegenüber dem Patient als auch dem Behandler

2.5.2 Prinzipieller Aufbau eines adhäsiven Moleküls

Die chemische und strukturelle Zusammensetzung des Dentins (Dentinkanälchen mit Dentinliquor, organische Bestandteile, Schmierschicht) läßt eine mikromechanische Haftung eines hydrophoben Kompositmaterials nicht zu (*Hellwig et al.*, 1999). Aufgrund der physikalischen und chemischen Eigenschaften der Komposite kommt es bei Anwendung des Materials zur Ausbildung eines Randspaltes mit den bekannten Folgeerscheinungen (Randverfärbung, Sekundärkaries). Es wurden Dentinhaftvermittler entwickelt, die eine chemische Bindung mit dem organischen beziehungsweise anorganischen Anteil des Dentins eingehen sollen. Um einerseits mit der feuchten Dentinoberfläche eine Verbindung einzugehen und andererseits mit dem hydrophoben Komposit zu polymerisieren, muß ein adhäsives Molekül bifunktionell beziehungsweise amphiphil aufgebaut sein (*Szep et al.*, 1999). Ein solcher Dentinhaftvermittler läßt sich simplifiziert mit der in Abbildung 10 gezeigten Formel darstellen.

Abbildung 10. Prinzipieller Aufbau eines adhäsiven Moleküls (aus Szep et al., 1999)

Dabei bedeutet **M** eine Methacrylatgruppe, **R** einen Distanzhalter und **X** eine funktionelle Gruppe, die mit dem Dentin reagieren soll. Es gibt dabei prinzipiell zwei unterschiedliche Möglichkeiten. So kann die funktionelle Gruppe als Phosphatester mit dem Kalzium des Hydroxylapatits im Dentin reagieren. Eine zweite Möglichkeit besteht in der Reaktion einer funktionellen Gruppe mit den Amino- beziehungsweise Hydroxylgruppen der organischen Komponente, zum Beispiel dem Kollagen des Dentins (Hellwig et al., 1999).

2.5.3. Haftmechanismus am Dentin

Grundsätzlich lassen sich **chemische**, **physikalische** und **mechanische** Haftmechanismen am Dentin unterscheiden (Eick et al., 1997). Die chemische Haftung beinhaltet ionische, kovalente und metallische Bindungen, die zwischen Adhäsiv und Substrat eingegangen werden sollen. An chemischen Verbundmechanismen zwischen Dentinadhäsiven und Dentin können sowohl anorganische als auch organische Dentinbestandteile beteiligt sein. Die positiv geladenen Kalziumionen des anorganischen Hydroxylapatits können mit den negativ geladenen funktionellen Gruppen der Monomere Ionenverbindungen eingehen (Szep et al., 1999). Voraussetzung für das Zustandekommen einer primär chemischen Bindung ist ein Abstand von weniger als 0,7 nm zwischen Dentinstruktur und Adhäsiv. Da kaum ein Element eines Dentinadhäsivs in so engen Kontakt mit der Dentinstruktur gebracht werden kann, wird die Bedeutung primär chemischer Kräfte am Adhäsiv-Dentin-Verbund als gering eingestuft (Barkmeier, 1992, Vanherle et al., 1993, Eliades, 1993). Die sekundär chemischen Kräfte, auch physikalische Kräfte genannt, basieren auf elektrostatischen Anziehungskräften. Durch eine Ladungsverschiebung innerhalb eines Moleküls und somit einer Polarisierung von bindenden Elektronen entstehen sogenannte positive und negative Teilladungen. Man nennt solche Moleküle Dipole. Ist die Teilladung stetig so bilden sich sogenannte "Wasserstoffbrückenbindungen" aus, entstehen sie nur während sehr kurzer Perioden, so handelt es sich um Van-der-Waals-Kräfte, die für die Anziehung der Moleküle verantwortlich sind (Zeeck et al., 1992). Auch die physikalischen Kräfte leisten offenbar nur einen geringen Beitrag zur Haftung am Dentin. Zahlreiche Autoren machen vor allem ein Verzahnen beziehungsweise ein Verkletten (Entanglement) zwischen Adhäsiv und Dentinsubstrat für einen Haftverbund verantwortlich (Nakabayashi et al., 1982, Van Meerbeek et al., 1992,

Pashley *et al.*, 1993, Eick *et al.*, 1995 und 1996). Aus dem erstmals durch Nakabayashi (1982) beschriebenen "Hybrid Layer", einer Interdiffusionszone zwischen Kunststoff und Dentin, resultiert offenbar ein klinisch relevanter, biostabiler Verbund. Die Hybridisierung kann als eine Art "Gewebe-Manipulation" betrachtet werden, da die anorganische Phase eines Hartgewebes gezielt aufgelöst und dann mit Kunststoff infiltriert wird, um die physikalisch-chemischen Eigenschaften der Zahnoberfläche und der unter der Oberfläche liegenden Schichten bewußt zu ändern (Lambrechts *et al.*, 2001). Der Austausch von Mineral gegen Kunststoff in der unter der Oberfläche liegenden Schicht des mineralisierten Gewebes stellt die Grundlage für die Bildung einer Hybridschicht dar. Von den Kunststoffmonomeren wird erwartet, daß sie wegen der intertubulären Dentin-Permeabilität in die langen, durchgehenden, miteinander verbundenen und engen Kanäle oder Poren infiltrieren (Van Meerbeek *et al.*, 2001). Werden die oberen 2-5 µm der Dentinoberfläche vollständig demineralisiert, dehydriert und durch den Kunststoff durchdrungen, so besteht die Hybridschicht annäherungsweise zu 70 % aus Kunststoff und zu etwa 30% aus Kollagen (Marshall, 1993). Aufgrund des verbleibenden Wassergehaltes im Dentin, eines möglichen Kollaps des Kollagengeflechts, einer unvollständigen Kunststoffinfiltration oder auch einer nicht vollständigen Polymerisation des Adhäsivs wird nur selten der Idealwert von 70% erreicht (Eick *et al.*, 1997). Von besonderer Bedeutung ist der verbleibende Wassergehalt innerhalb der interfibrillären Räume des Kollagens im Zuge einer Dentinadhäsivanwendung. Ein Teil des Wassers verdunstet gemeinsam mit dem überschüssig applizierten Primer, der übrige Teil verbleibt jedoch mit Sicherheit im Kollagengeflecht und wird Bestandteil des Primer-Polymers (Jacobson and Söderholm, 1995). Kollagenfasern enthalten sowohl gebundenes als auch ungebundenes Wasser (Burjanadze, 1992). Sollen nun die Fasern durch Kunststoff eingeschlossen werden, so muß das gebundene Wasser im Zuge des Bonding-Vorgangs durch Monomere ersetzt werden, so daß schließlich eine Schicht hydrophilen Monomere jede Kollagenfaser umgibt (Eick *et al.*, 1997). Um einen möglichst dichten und homogenen Hybrid Layer zu erhalten, werden durch die Hersteller unterschiedliche Wege beschritten. Einige Haftvermittler basieren beispielsweise auf dem Lösungsmittel Aceton, dieses soll die wassergefüllten Hohlräume innerhalb des Dentins chemisch dehydrieren und die Fasern des Kollagens "trocknen". Somit verbleibt weniger Wasser, das mit den im Aceton gelösten hydrophilen Monomeren in Konkurrenz treten kann, das Verhältnis Monomer zu Wasser steigt an und zurück bleibt ein verstärktes Fasernetzwerk. (Maciel *et al.*, 1996). Andere Adhäsive sind wiederum durch Primer auf Wasserbasis charakterisiert, solche Systeme enthalten hydrophile Monomere wie HEMA oder Polyalkensäure (siehe Kapitel 5.1.2.). Hierbei soll das kunststoffinfiltrierte Kollagen auf physikalischem Wege dehydriert werden, nämlich durch Trocknen mittels Luftstrom. Nachteilig wirkt sich bei dieser Technik aus, daß die Verdunstungsrate abhängig von der Umgebungsfeuchtigkeit und der Intensität des Luftstroms ist (Burrow *et al.*, 1995). Der Verlust an Wasser kann ein Schrumpfen der Hybridschicht bewirken und endet erst, wenn das Wasser durch HEMA ersetzt wurde. Ein partielles Zusammensinken eines bereits infiltrierten Hybrid Layers sei jedoch weitaus weniger bedenklich als ein ernsthafter Kollaps des demineralisierten Kollagengeflechts vor der Primerapplikation (Gwinnett, 1994 b). Innerhalb der Hybridschicht finden sich unterschiedliche Kunststoffkonzentrationen, aufgrund einer nicht einheitlichen Penetration der Monomere in das demineralisierte Dentin hinein. Die höchste Konzentration findet sich an der Oberfläche, die niedrigste in der Mitte der Schicht (durch Tay *et al.* (1996 b) als "Hybridoid" bezeichnet) und eine mittlere Konzentration am Boden des Hybrid Layers (Perdigão, 1995, Tay *et al.*, 1996 b). Ein Hauptweg für die Diffusion der Monomere scheinen offenbar die seitlichen Abzweigungen der Dentinkanälchen zu sein. Diese tragen zwar aufgrund ihres geringen Durchmessers nicht wesentlich zu der Retention des Adhäsivs bei, erleichtern jedoch die Kunststoffinfiltration innerhalb der demineralisierten Zone (Mjör and Nordahl, 1996). Wird die demineralisierte Oberfläche vor der Primerapplikation

luftgetrocknet, so findet sich kaum Kunststoff in der Mitte des Hybrid Layers, am Boden der Schicht hingegen schon. *Tay et al.* (1996 a) schlußfolgerten, daß im unteren Bereich des demineralisierten Dentins genügend mineralische Anteile verbleiben um die Lumina der seitlichen Abzweigungen für eine Monomerpenetration genügend weit offen zu halten. Unter sogenannten "feuchten" Bedingungen (Moist Bonding), fand sich hingegen eine weitaus einheitlichere Kunststoffinfiltration innerhalb der hybridisierten Schicht. Kommt es letztlich nicht zu einer vollständigen Infiltration, so verbleiben Porositäten innerhalb des Kollagengeflechts, die mit dem Dentinliquor in Kontakt stehen. Die Enzyme innerhalb des Liquors führen in Folge zu einer hydrolytischen Degradation an Kunststoff und Kollagenfasern (*Bean et al.*, 1994). Können die nicht vom Kunststoff ummantelten Fasern dem hydrolytischen Angriff lange genug widerstehen, so ist es möglich, daß die Porositäten zwischenzeitlich wieder durch mineralische Ablagerungen aufgefüllt werden und die Verbundfläche aus Adhäsiv und Dentin für lange Zeit stabil bleibt (*Tatsumi et al.*, 1992).

Kunststoffmonomere können auch in offene Dentin-Tubuli eindringen und auf diese Weise hybridisierte Kunststoffzapfen im intratubulären Dentin bilden. Diese Zapfen können unter Umständen einen entscheidenden Beitrag zur Retention des Kunststoffs leisten. In den Anfängen waren jedoch die Monomere nicht ausreichend hydrophil, so daß die Oberfläche der Tubuli nicht genügend benetzt wurde und die Tags beim Polymerisieren von den Kanalwänden weg nach Zentral schrumpften (*Gwinnett*, 1977, *Iwaku et al.*, 1981). Wird Dentin geätzt, so wird auch ein Teil des peritubulären Zahnbeins aus den Dentinkanälen entfernt, hierbei vergrößert sich der Durchmesser der Tubuli von etwa einem auf drei µm. Folglich kommt es zu einer dreifachen Vergrößerung der Haftfläche an den Kanalwänden und zu einer nahezu neunfachen Vergrößerung des Querschnitts der in den Tubuli befindlichen Kunststofftags. Zapfen mit einem größeren Durchmesser weisen eine deutlich höhere Stabilität auf (*Eick et al.*, 1997). Die Tags erhalten ihre Retention durch Monomer-Diffusion in das die Kanäle umgebende demineralisierte Kollagenetz hinein. *Hanaizumi et al.* (1993) bezeichneten dies als Hybridisierung der Kunststofftags. Im oberflächlichen Dentin stellen die Zapfen nur einen kleinen Bruchteil dar, haben jedoch an den gebondeten Oberflächen im tiefen Dentin in der Nähe der Pulpa bedeutenden Anteil. Die Kunststoffzapfen sind nicht alle über die volle Länge der Tubulus-Wand peripher hybridisiert. Nur in den oberen 2 bis 5 µm, wo das peritubuläre Dentin durch Konditionierung entfernt wurde, sind sie durch Dreiecks-Hybridisierung fest fixiert (*Lambrechts et al.*, 2001). *Lambrechts et al.* zu Folge ist die Integration von Kunststoffzapfen in die Hybridschicht unerlässlich, um eine Kunststoffabdichtung zu erhalten, zur Retention beizutragen und eine Reizung der Pulpa zu verhindern. Der Beitrag dieser Zapfen zur gesamten Haftfestigkeit sei proportional zur gesamten Querschnittsfläche der Tags und zur Kohäsionsfestigkeit des Polymers.

2.5.4. Generationszugehörigkeit der Dentinadhäsive

Neben der Einteilung der Dentinhaftvermittler abhängig von der Art und Weise mit der die Schmierschicht behandelt wird (siehe Abschnitt 2.4.2.), ist des weiteren eine auf der historischen Entwicklung basierende Kategorisierung möglich (*Szep et al.*, 1999). Die Klassifizierung der Adhäsivsysteme in sogenannte Generationen, bildet den Entwicklungsprozeß, in Abhängigkeit zu dem jeweiligen Forschungsstand, auf sehr plakative Weise ab (*Frankenberger*, 2001). Diese Einteilung wird jedoch nicht immer nur **historisch**, sondern vereinzelt auch **herstellerbedingt** verstanden (*Kuhn*, 1997, *Spielmann*, 1997). Die herstellerbedingte Einteilung der Dentinadhäsive muß mit der historischen Einteilung nicht unbedingt übereinstimmen, so gehören beispielsweise die Produkte *Gluma* (Fa. Bayer) und *Syntac* (Fa. Vivadent) herstellerbedingt in die erste Generation. Historiebedingt sind beide Präparate aber der dritten Generation zuzuordnen (*Szep et al.*, 1999) Nach dem derzeitigen

Entwicklungsstand lassen sich, bezugnehmend auf die **historische** Entwicklung 6 Generationen unterscheiden (Heidemann et al., 2001):

- Die **erste Generation** der Dentinhaftvermittler, entfernt die das Dentin nach der Präparation bedeckende Schmierschicht mittels starker Säuren vollständig (Frankenberger, 2001). Die erzielten Haftwerte liegen laut Szep et al. (1999) zwischen zwei und drei MPa. Die Adhäsive sollten schwach chemisch über die Kalziumionen des Dentins haften (Kuhn, 1997), bei Wasserzutritt hydrolysierten jedoch diese Bindungen und es kam zu einer weiteren Reduktion der Haftwerte. Der Versuch der ersten Generation scheiterte völlig (Frankenberger, 2001).
- Im Rahmen der **zweiten Generation** erfolgt ein Ankoppeln an den Smear Layer (Frankenberger, 2001). Entweder wird die Schmierschicht vollständig belassen, indem weder Säuren noch Komplexbildner appliziert werden, oder der Smear Layer wird mittels schwacher Säuren partiell entfernt (Szep et al., 1999). Durch die Präparate der zweiten Generation wurde zwar eine gute Infiltration der Schmierschicht erreicht, die Dentinhaftung des Komposits ist aber durch die zu geringe Haftung der Schmierschicht auf dem darunterliegenden Dentin limitiert (Frankenberger, 2001). Die Haftwerte liegen zwischen 2 und 6 MPa und stellen die natürliche Haftkraft zwischen Smear Layer und Dentinoberfläche dar (Heidemann et al., 2001). Ferner wurde der Verbund auch ohne mechanische Krafteinwirkung durch hydrolytische Zersetzungsprozesse in der nicht eliminerten Schmierschicht beeinträchtigt. Somit erreichte auch die zweite Generation der Adhäsive nie das Potential für die klinische Anwendung (Frankenberger, 2001).
- Anhand klinisch-prospektiver Studien dokumentierte Erfolge sind erst von der **dritten Generation** an berichtet worden, welche sich einer anderen Herangehensweise bedient (Frankenberger, 2001). Die zugehörigen Adhäsive sind durch vollständige oder teilweise Entfernung der Schmierschicht charakterisiert (Heidemann et al., 2001). Der Schmelzrand der Kavität wird konventionell mit 30-40%iger Phosphorsäure geätzt, das Dentin soll dabei aber ursprünglich ausgespart werden (Frankenberger, 2001). Mittels sogenannter "Condi-Primer", also selbstätzender Primerlösungen mit Zugabe schwach dosierter Säuren, wie zum Beispiel 1-4%iger Maleinsäure, wird die Schmierschicht aufgelöst und darüber hinaus das darunterliegende Dentin oberflächlich demineralisiert. Durch die im Primer enthaltenen amphiphilen Moleküle, zum Beispiel Hydroxymethylmethacrylat (HEMA) oder Triethylenglycol-dimethacrylat (TEGDMA), werden die kollagenen Fasern imprägniert und für das Umfließen mit einem konventionellen Bondingharz vorbereitet (Frankenberger, 2001). Letztlich kommt es zur Ausbildung einer Zone kunststoffinfiltrierten Dentins, der sogenannten "Hybridschicht". Die erreichten Haftfestigkeitswerte liegen unter 17 MPa (Szep et al., 1999).
- Die **vierte Generation** der Dentinadhäsive wird durch den Ausdruck "Total-Etch"-Verfahren charakterisiert (Heidemann et al., 2001). Ein selektives Ätzen der oft dünnen Schmelzränder, wie durch Produkte der dritten Generation gefordert, ist klinisch nicht immer umzusetzen. Vor allem in kleinen Kavitäten bei Primärläsionen erscheint ein simultanes Konditionieren beider Zahnhartsubstanzen wünschenswert (Frankenberger, 2001). Diesem Wunsch wurde mit der Einführung der vierten Generation Rechnung getragen, hier ist die gleichzeitige Ätzung von Schmelz und Dentin mit Phosphorsäure ("Total-Etching") vorgesehen, wodurch die Applikation in der Kavität deutlich erleichtert wird (Frankenberger, 2001). Der Primer hat dann lediglich die Aufgabe, mit Hilfe amphiphiler Moleküle den Brückenschlag von der hydrophilen Unterlage Dentin zum hydrophoben Kunststoff zu gewährleisten.

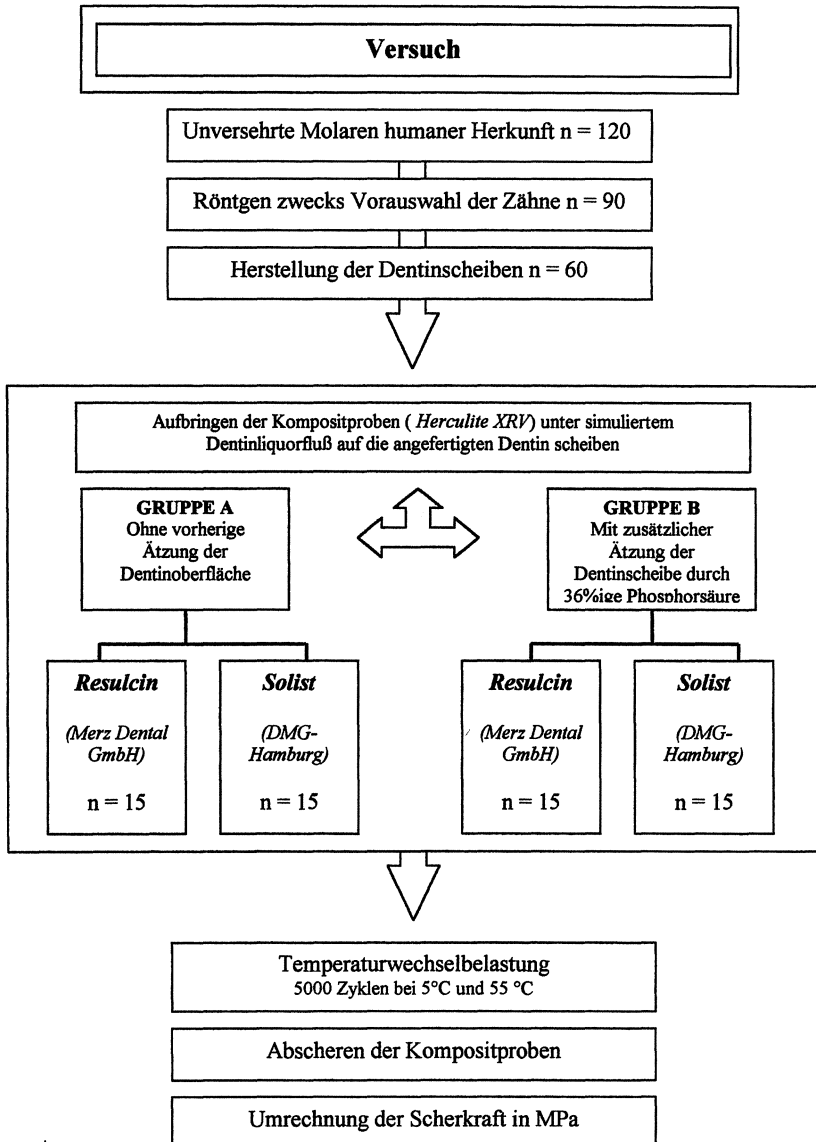
Zusätze in Form von HEMA sind häufig Primerbestandteile und verbessern so den Verbund hydrophober Komposite mit der feuchten Dentinoberfläche (*Szep et al.*, 1999). Die Applikation in der Form von HEMA führt zu einer Aufrichtung des kollagenen Fasernetzes. Die erzielten Haftwerte liegen über 17 MPa (*Heidemann et al.*, 2001).

- Die **fünfte Generation** ist durch die vollständige Entfernung der Schmierschicht gekennzeichnet (*Szep et al.*, 1999). Mit dem Ziel sowohl die klinische Anwendung der Dentinhaftvermittler zu erleichtern, als auch den Zeitaufwand bei der Anwendung zu minimieren, wurden die Systeme seitens der Hersteller vereinfacht, indem sie einzelne Schritte zusammenfaßten und somit auch die Anzahl der verwendeten Materialkomponenten reduzierten. Der Verwendung eines identischen Dentin- und Schmelzkonditionierers (meistens Phosphorsäure) folgt die Anwendung eines "One-Bottle"- Produkts (Zusammenfassung des Primers und des Dentinadhäsives zu einer Applikationskomponente), das häufig mehrfach aufgetragen und auspolymerisiert wird (*Heidemann et al.*, 2001). Die mit diesen Präparaten erreichten Haftkräfte sind vergleichbar mit denen der vierten Generation (*Szep et al.*, 1999).
- Die aktuelle **sechste Generation** verzichtet auf die Anwendung eines Konditionierers im Sinne des " Total Etch"-Verfahrens und geht in Richtung tatsächlicher "One-Bottle"- Systeme, sogenannter "Self-Etching" – Adhäsivsysteme, bei denen der Konditionierer bereits dem Primer und Bond zugefügt ist (*Szep et al.*, 1999). Dentinhaftvermittler der sechsten Generation vereinigen somit Konditionierungsmittel, Primer und Dentinadhäsiv in einer einzigen Komponente und reduzieren die Anwendungsschritte bis zu einem einzigen Schritt. Erste Erfahrungen mit den neuen Präparaten als alleinige Schmelz- und Dentinkonditionierer im Unterschied zur altbewährten Phosphorsäure scheinen laut *Heidemann et al.* (2001) vielversprechend zu sein.

3. Material und Methoden

3.1. Versuche

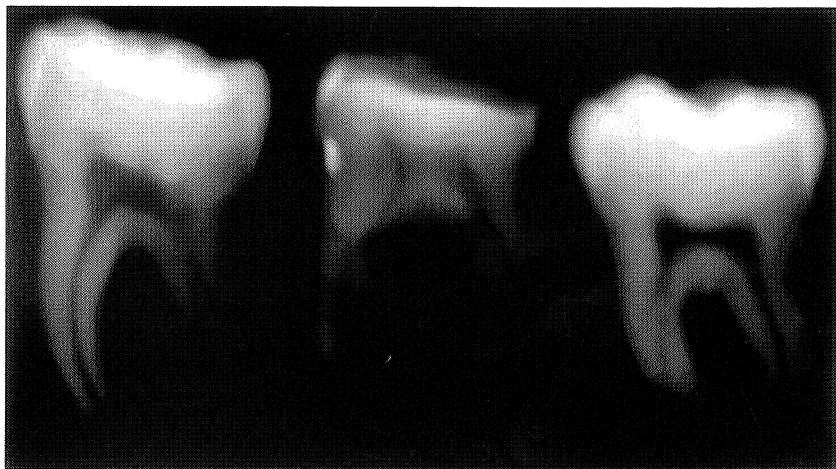
Abbildung 11. Schematische Darstellung des Versuchsablaufs



3.1.1. Auswahl der Zähne

Für die Untersuchung wurden 120 unversehrte, humane Molaren verwendet. Diese wurden nach der Extraktion in einer 0,1%igen Thymollösung (*Apotheke des Klinikums der JWG-Uni – Frankfurt – Deutschland*) gelagert. Um eine Vorauswahl der Zähne treffen zu können wurden alle Molaren geröntgt. Pro Zahnfilm (*Ektaspeed – Kodak Medical – Stuttgart – Deutschland*) konnten jeweils drei Zähne zugleich beurteilt werden, der Strahlengang verlief orthoradial in vestibulär-oraler Richtung. Es konnte für jeden Zahn abgeschätzt werden, ob die Ausdehnung des Pulpakavums, sowie die unterschiedliche Dentinschichtstärke im koronal-apikalen Verlauf die Herstellung einer 800 µm starken Dentinscheibe ermöglicht. Durch die dargestellte Vorgehensweise, wurde die Anzahl der brauchbaren Molaren bereits auf $n = 90$ reduziert. Abbildung 12 zeigt beispielhaft eine der angefertigten Röntgenaufnahmen.

Abbildung 12. Röntgenaufnahme dreier humaner Molaren: Die beiden äußeren Zähne eignen sich für die Herstellung einer 800 µm starken Dentinscheibe, der mittlere Molar ist ungeeignet.



3.1.2. Auswahl der Dentinadhäsive

Für die Versuche wurden zwei Produkte der sechsten Generation der Dentinadhäsive ausgewählt. Bei diesen Haftvermittlern handelt es sich um sogenannte selbstkonditionierende Dentinadhäsive:

- **Resulcin AquaPrime + MonoBond**
(Merz Dental GmbH – Lütjenburg – Deutschland)
- **Solist**
(DMG-Hamburg – Hamburg – Deutschland)

Abbildung 13 und 14 zeigen die Systemkomponenten der jeweiligen Produkte.

3.1.2.1. Zusammensetzung der Dentinadhäsive

Aus Tabelle 7 ist die jeweilige Zusammensetzungen der beiden ausgewählten Dentinadhäsive gemäß den Herstellerangaben zu entnehmen.

Tabelle 7. Zusammensetzung von *Resulcin AquaPrime + MonoBond* und *Solist*

Produktname	Inhaltsstoffe												
<i>Resulcin AquaPrime und MonoBond</i> Merz-Dental GmbH Lütjenburg Deutschland	<ul style="list-style-type: none"> • <u>Resulcin Aqua Prime:</u> -methacrylierte Phosphorsäure • <u>Aqua Conservans:</u> -Aqua dest. • <u>MonoBond:</u> -Bis-GMA -TEDMA -polymethacrylierte Oligo-Maleinsäure -Katalysator -Stabilisatoren 												
<i>Solist</i> DMG-Hamburg Hamburg Deutschland	<ul style="list-style-type: none"> • <u>Solist:</u> <table> <tr> <td>-HEMA</td><td>5%</td></tr> <tr> <td>-TEDMA</td><td>4%</td></tr> <tr> <td>-Acetone</td><td>75%</td></tr> <tr> <td>-Elastomere</td><td>5%</td></tr> <tr> <td>-Methacrylphosphorsäureester</td><td>10%</td></tr> <tr> <td>-Katalysator, Stabilisator</td><td>1%</td></tr> </table> 	-HEMA	5%	-TEDMA	4%	-Acetone	75%	-Elastomere	5%	-Methacrylphosphorsäureester	10%	-Katalysator, Stabilisator	1%
-HEMA	5%												
-TEDMA	4%												
-Acetone	75%												
-Elastomere	5%												
-Methacrylphosphorsäureester	10%												
-Katalysator, Stabilisator	1%												

Abbildung 13. Systemkomponenten von *Resulcin AquaPrime + MonoBond*

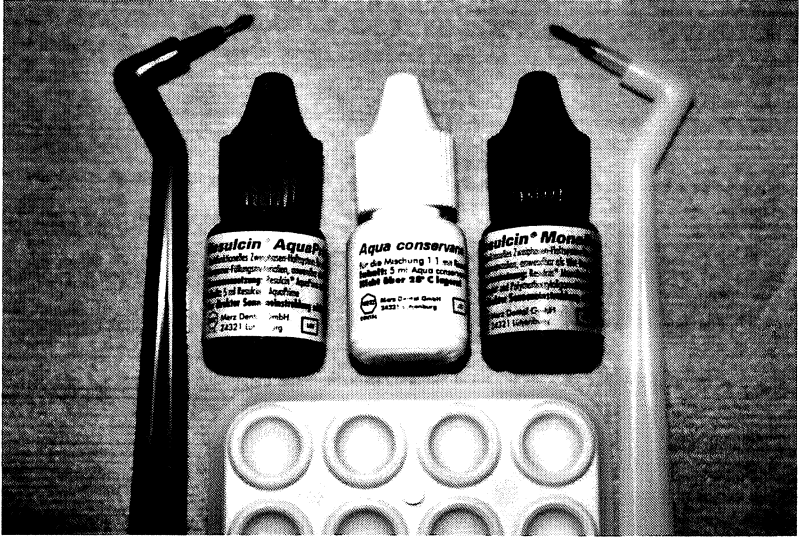


Abbildung 14. Systemkomponenten von *Solist*



3.1.2.2. Anwendung der Dentinadhäsive

Die Versuchsreihe wurde in zwei Gruppen eingeteilt: In Gruppe A folgte die Verarbeitung der Dentinadhäsive exakt den Herstellerangaben, in Gruppe B hingegen wurden sämtliche Dentinscheiben durch 36%ige Phosphorsäure (*De Trey, Conditioner 36 - Dentsply – Konstanz – Deutschland*) vor der Anwendung von *Resulcin AquaPrime + MonoBond* beziehungsweise *Solist* konditioniert. Aus den Tabellen 8 und 9 ist die Anwendung gemäß den Herstellerangaben zu entnehmen, dies entspricht dem Vorgehen in Gruppe A.

Tabelle 8. Anwendung *Resulcin AquaPrime + MonoBond*

Produktname	<i>Resulcin AquaPrime + MonoBond (Merz Dental GmbH, D-Lütjenburg)</i>	
1. Schritt	1 Tropfen <i>Resulcin AquaPrime</i> und 1 Tropfen <i>Aqua conservans</i> auf die Applikationspalette geben und mit einem Einmalpinsel mischen	5 s
2. Schritt	Mit dem wasservermischten Primer 30 sec. lang das Dentin durch Einstreichen benetzen	30 s
3. Schritt	Entfernen des oberflächlichen Wassers aus dem Primerfilm mittels Luftstrom	10 s
4. Schritt	1 Tropfen <i>Resulcin MonoBond</i> auf die homogene, klebrige Schicht mit Hilfe eines Einmalpinsels applizieren	10 s
5. Schritt	Überschüssiges Bondmaterial mit sanftem Luftstrom verblasen, es verbleibt eine dünne Schicht	10 s
6. Schritt	30 sec. Polymerisation mittels Halogenlichtgerät	30 s
Gesamtdauer ohne Kompositapplikation: 1,35 min		
7. Schritt	Applikation des Komposits (<i>Herculite XRV – Fa. Kerr – Karlsruhe – Deutschland</i>)	

Tabelle 9. Anwendung von *Solist*

Produktname	<i>Solist (DMG-Hamburg, D-Hamburg)</i>	
1. Schritt	2-3 Tropfen <i>Solist</i> großzügig mit einem Einmalpinsel auf die Oberfläche aufbringen und sorgfältig benetzen	10 s
2. Schritt	1. Schicht 30 sec. einwirken lassen	30 s
3. Schritt	Mit sanftem Luftstrom verblasen	10 s
4. Schritt	10 sec. Polymerisation mittels Halogenlichtgerät	10 s
5. Schritt	2. Schicht <i>Solist</i> auftragen, überschüssiges Lösungsmittel kann nun sofort mit Luftstrom entfernt werden	15 s
6. Schritt	10 sec. Polymerisation mittels Halogenlichtgerät	10 s
Gesamtdauer ohne Kompositapplikation: 1,25 min		
7. Schritt	Applikation des Komposits (<i>Herculite XRV – Fa. Kerr – Karlsruhe – Deutschland</i>)	

In Gruppe B wurde die Anwendung beider Dentinadhäsive durch eine vorangestellte Ätzung der Dentinoberfläche durch 36%ige Phosphorsäure ergänzt. Eine zusätzliche Ätzung der Dentscheiben läßt einen Anstieg der zu ermittelnden Scherhaftfestigkeiten erwarten. Die genaue Vorgehensweise in Gruppe B sowohl für *Resulcin AquaPrime* + *MonoBond* als auch für *Solist* zeigt Tabelle 10.

Tabelle 10. Modifizierte Anwendung von *Resulcin* und *Solist* in Gruppe B

Produktname	<i>De Trey, Conditioner 36, Dentsply, D-Konstanz</i>
1. Schritt	Applizieren des Ätzgels auf die Dentinoberfläche 20 sec. einwirken lassen
2. Schritt	10 sec. mit Wasser absprayen
3. Schritt	10 sec. mit Luftstrom trocknen



Weitere Vorgehensweise wie
in Tabelle 8 beziehungsweise
9 beschrieben

3.1.3. Herstellung der Dentscheiben

Insgesamt wurde eine Dentscheibenzahl von $n = 60$ benötigt, mit Hilfe der Röntgendiagnostik konnten bereits im Vorfeld ungeeignete Zähne aussortiert werden. Somit reduzierte sich die Ausgangszahl von 120 Zähnen auf bereits nur noch 90 verwertbare Molaren. Darauf folgte die eigentliche Herstellung der Dentscheiben, hierzu wurden die Zähne in Kunststoff (*Technovit 4004 - Fa. Kulzer – Wehrheim – Deutschland*) eingebettet. Die Anforderungen an das Endergebnis waren wie folgt:

- Schichtstärke der Dentscheibe von 800 μm
- Schnittebene senkrecht zur Zahnängsachse
- Absolute Schmelzfreiheit im Zentrum der Dentinoberfläche
- Kein Anschneiden des Pulpahorns - bzw. der Kammer, weder von der pulpafernen noch der pulpanahen Seite der Scheibe
- Gleichmäßig polierte Oberflächen der Dentscheiben
- Keine Lufteinschlüsse am Übergang zwischen Zahn und Einbettkunststoff

Die genaue Abfolge der einzelnen Arbeitsschritte wird in Tabelle 11 dargestellt.

Tabelle 11. Darstellung der Arbeitsabfolge zur Herstellung einer Dentinscheibe

Ablauf	Beschreibung der Vorgehensweise
1. Schritt	Entfernen von Geweberesten (Reste der Gingiva und des Desmodonts) mittels Scaler und Kürette (<i>DSH 6/7 und DSL 3/4 – Hu Friedy – Leimen – Deutschland</i>)
2. Schritt	Schaffung eines retentiven Reliefs durch Entfernung des aprismatischen Schmelzes mit Hilfe eines diamantierten, torpedoförmigen Instrumentes (<i>ISO- Nr. 012 - Gebr. Brasseler – Lemgo – Deutschland</i>) ; im Rotringwinkelstück (<i>Intramatic LH – Kavo – Biberach/Riß – Deutschland</i>) unter Wasserkühlung (50ml / min)
3. Schritt	Konditionierung der angerauten Schmelzoberfläche mit 36%iger Phosphorsäure (<i>De Trey, Conditioner 36 - Dentsply – Konstanz – Deutschland</i>) für 20 sec.
4. Schritt	Entfernen des Ätzgl. durch Absprayen mit Wasser mittels der Multifunktionsspritze für 20 sec.
5. Schritt	Trocknung der Zahnoberfläche mit der Multifunktionsspritze bis das kreidig weiße Ätzmuster an der Schmelzoberfläche sichtbar wird
6. Schritt	Fixierung des Zahnes auf der Arbeitsunterlage mit der Kaufläche nach unten durch Setzwachs (<i>Periphery Wachs – Sigma Dental Systems – Jarplund-Weding – Deutschland</i>); Ausrichtung des Zahnängsachse senkrecht zur Tischebene
7. Schritt	Aufsetzen einer Gummihülse Ø 2cm , Höhe 3cm (<i>Silikonkautschuk VMQ – Deutsch & Neumann GmbH – Berlin – Deutschland</i>), Längsachse der Hülse wurde parallel zur Zahnachse ausgerichtet, von basal erfolgte eine Abdichtung mit Hilfe des Setzwachses
8. Schritt	Blasenfreies Anmischen des Einbettkunststoffes (<i>Technovit 4004 - Fa. Kulzer – Wehrheim –Deutschland</i>) und langsames Auffüllen der Gummihülse mit dem zu diesem Zeitpunkt noch niedrig viskösen Material
9. Schritt	Sobald der Übergang vom plastischen in den festen Zustand vollzogen war, wurden die Kunststoffzylinder in ein Wasserbad gegeben um die hohe Polymerisationswärme abzuleiten
10. Schritt	Entfernen der Gummihülse nach vollständiger Aushärtung des Kunststoffes
11. Schritt	Reduktion der im Kunststoffzylinder befindlichen Zahnkrone senkrecht zu ihrer Längsachse unter Wasserkühlung an einer Poliereinheit (<i>Fa. Jean Wirz – Düsseldorf – Deutschland</i>) mit Schleifscheiben (<i>SiC- Papier – Fa. Jean Wirz – Düsseldorf – Deutschland</i>) unterschiedlicher Körnung (80 grit, 180 grit, 320 grit, 600 grit) bei 6000 U/min bis zur visuell festgestellten vollständigen Schmelzfreiheit auf dem Dentin Während des Schleifvorgangs wurde der Zylinder stetig gedreht um eine möglichst gleichmäßige Verteilung der Schleifspuren zu erhalten
12. Schritt	Kontrolle der Zylinderstirnfläche auf eventuell angeschnittene Pulpenhöner, bei positivem Befund verwerfen derselbigen
13. Schritt	Politur der Stirnfläche mittels wäßriger Poliertonerde (<i>Topol - Fa. Jean Wirz – Düsseldorf – Deutschland</i>) und Filzscheibe (<i>Wollfilz – Fa. Jean Wirz – Düsseldorf – Deutschland</i>) bei 3000 U/min an oben genannter Poliereinheit Siehe Abbildung 15
14. Schritt	Abspülen der restlichen Poliertonerde mit destilliertem Wasser
15. Schritt	Parallelisierung der Basalfläche des Kunststoffzylinders zur bereits polierten Stirnfläche mit Hilfe der Poliereinheit mit einer Schleifscheibe der Körnung 80 und 6000 U/min unter Wasserkühlung. Ob eine annähernde Planparallelität erreicht wurde, konnte mittels einer Wasserwaage kontrolliert werden: hierzu stand der Zylinder auf der ebenen Arbeitsfläche und die Waage wurde in zwei verschiedenen Positionen im Abstand von 180° der Stirnfläche aufgelegt

16. Schritt	Herstellung der 800 µm dicken Dentinscheibe mit Hilfe eines Sägemikrotoms (<i>SP 1600 – Leica – Bensheim - Deutschland</i>) unter ständiger Wasserkühlung Siehe Abbildung 16 und Abbildung 17
17. Schritt	Kontrolle der Basalfläche der Scheibe auf angeschnittene Pulpenhörner, bei positivem Befund verwerfen derselbigen
18. Schritt	Reinigen der Scheibe in destilliertem Wasser im Ultraschallbad (<i>Transsonic T 460 H - Elma – Singen – Deutschland</i>) für 20 sec.
19. Schritt	Kennzeichnung der Scheibe mittels Filzsift um eine spätere Zuordnung der ermittelten Haftwerte bzw. Fotografien zu ermöglichen Siehe Abbildung 18
20. Schritt	Lagerung der Scheibe in destilliertem Wasser bei 22 °C bis zur Versuchsfortführung

Es bestanden gewisse Anforderung an die "Güte" der angefertigten Dentinscheibe. Die meisten Probleme machte hierbei die Forderung, daß weder von der pulanahen -noch fernen Seite eines der Hörner oder gar das Kavum der Pulpa angeschnitten sein durften. Hierdurch reduzierte sich die Anzahl der verwertbaren Scheiben noch einmal erheblich, so daß schließlich die geforderte Menge von $n = 60$ erreicht wurde.

Abbildung 15. Rechts: Zylinder nach dem Beschleifen mit einer Scheibe der Körnung 600
Links: Zylinder mit polierter Stirnfläche



Abbildung 16. Das Schneiden einer Dentinscheibe im Sägemikrotom

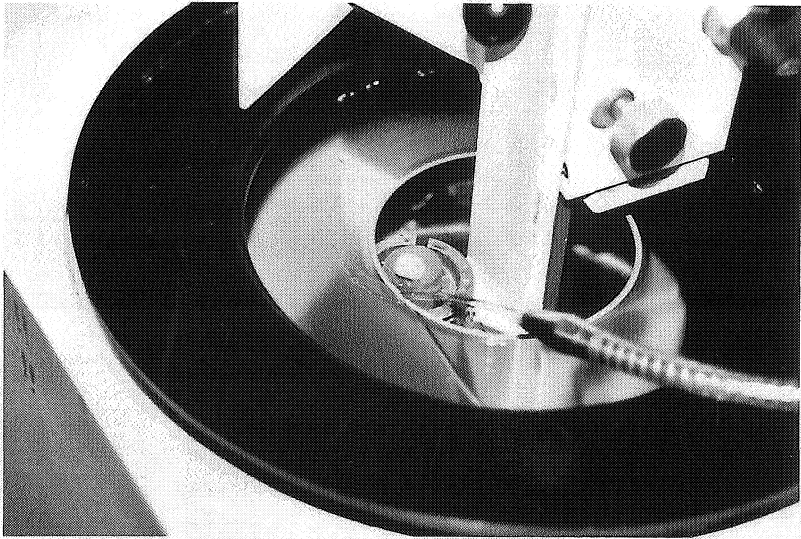


Abbildung 17. Fertig geschnittene Dentinscheibe neben dem verbleibenden Kunststoffzylinder

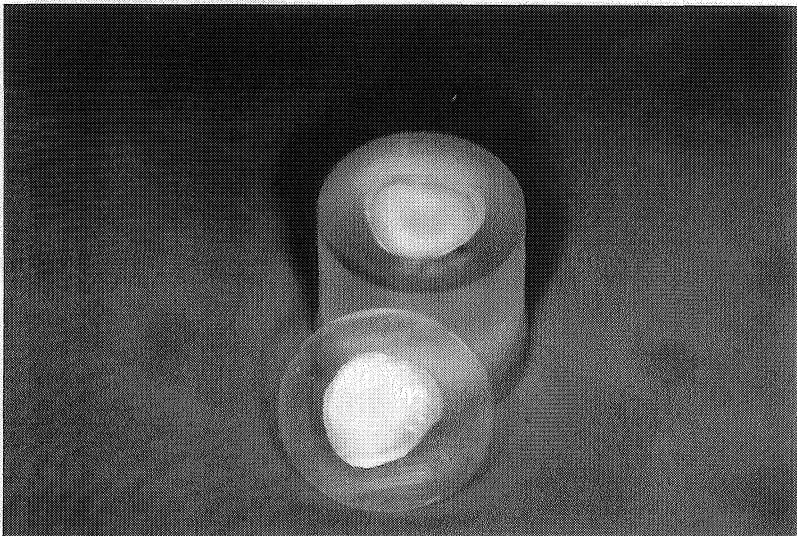
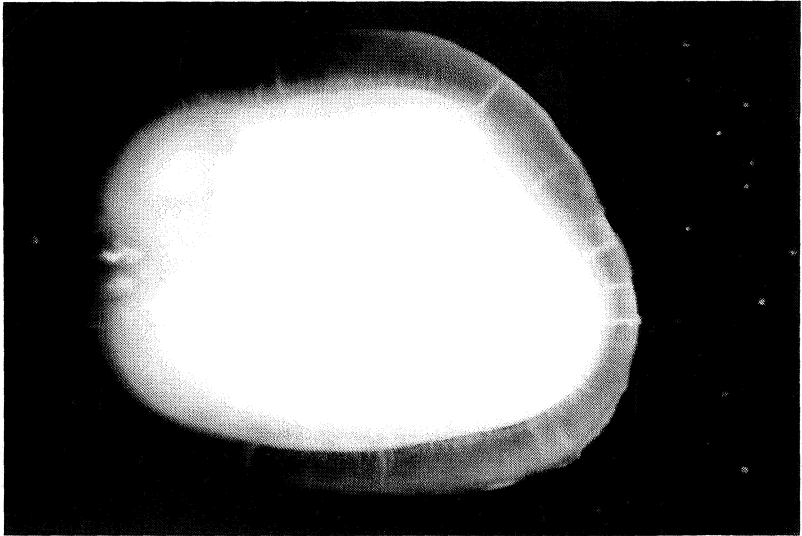


Abbildung 18. Gereinigte Dentinscheibe



3.1.4. Beschreibung der Versuchsanordnung

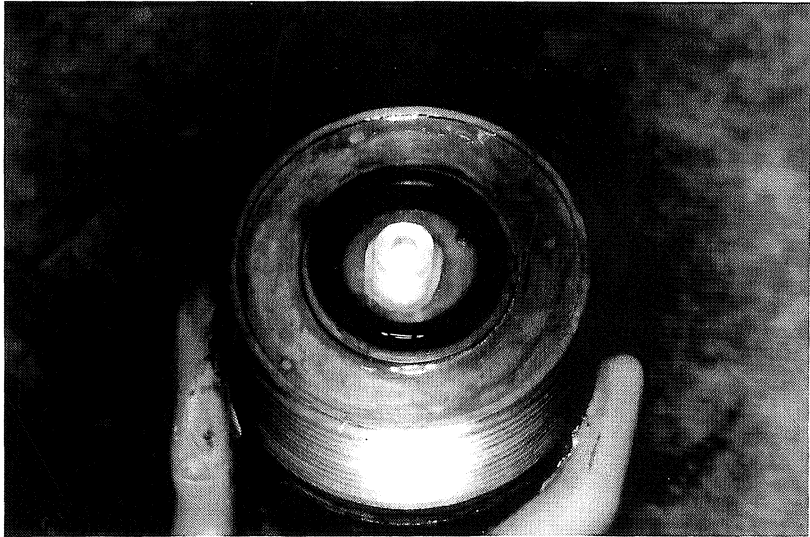
Um die Scherhaftfestigkeit von Kompositproben an Dentin bei Anwendung von Dentinadhäsiven unter physiologischen Bedingungen zu testen und somit den Dentinliquor zu simulieren, kam eine Dentinscheibenkammer zur Anwendung, deren Ursprung in der Apparatur nach *Pashley* (1985) liegt. Diese wurde in Anlehnung an die Versuchsanordnung von *Spielmann/Kuhn* (1997) und *May/Keßler* (2001) modifiziert.

Die Dentinscheibenkammer bestand aus folgenden Bauelementen:

- Messingoberteil
- Dichtungsring (A)
- Dentinscheibe
- Dichtungsring (B)
- Messingunterteil

In Abbildung 19 ist die geöffnete Dentinscheibenkammer mit beiden Dichtungsringen und eingesetzter bereits mit Komposit- und Glaszylinder versehener Dentinscheibe zu sehen.

Abbildung 19. Bauelemente der Dentinscheibenkammer (geöffnet)



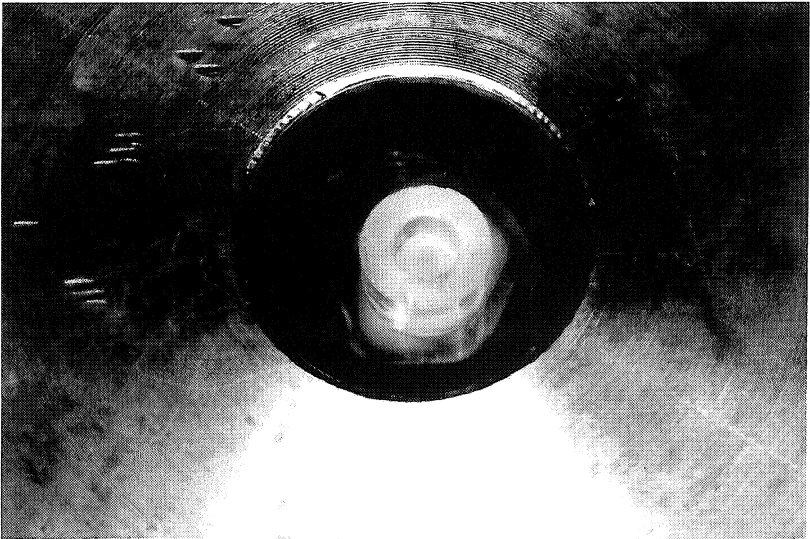
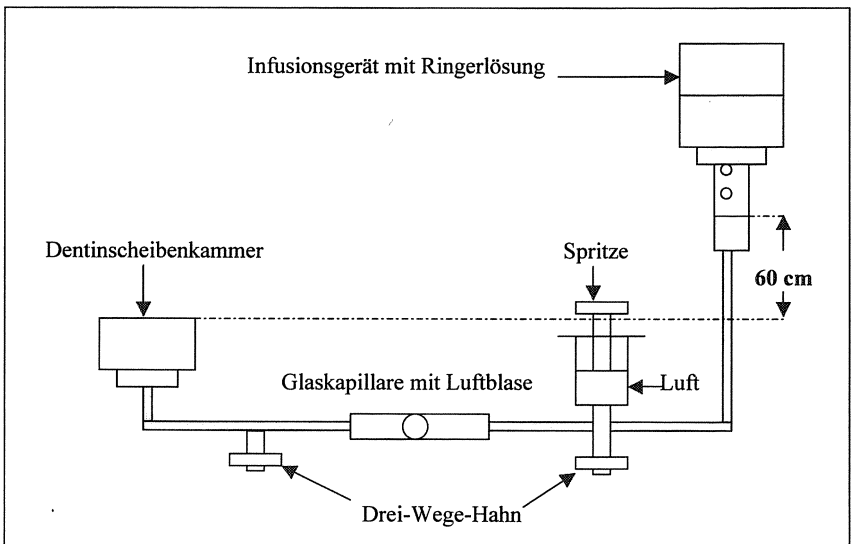
Das Messingoberteil entsprach einem Hohlzylinder (Wandstärke 1,5 cm) mit einer zentralen Lochfräsung (\varnothing 1,5 cm) und einem Innengewinde (\varnothing 5 cm). Das Unterteil, ebenfalls aus Messing, stellte einen zum Oberteil passenden Hohlzylinder mit Außengewinde (\varnothing 5 cm) dar, dieser wies wiederum eine zentrale Bohrung für den Durchfluß des Liquors auf. Zusätzlich befand sich an der Bodenseite des Unterteils ein Stutzen, der den Anschluß an den Liquorkreislauf ermöglichte.

Die beiden Silikondichtungsringe stellten ein paßgenaues Fügen der Messingteile zueinander sicher. Zwischen die Silikonringe (A) und (B) wurde die Dentinscheibe innerhalb der Kammer so positioniert, daß es zu einem dichten Abschluß von Ober- und Unterteil kam.

Abbildung 20 zeigt die modifizierte Dentinscheibenkammer im zusammengeschraubten Zustand.

An das Unterteil der Kammer folgte die Apparatur zur Simulation des Dentinliquorflusses (siehe Abbildung 21), diese bestand aus:

- Einer Glaskapillare
- Zwei Drei-Wege-Hähnen
- Einer Spritze
- 60 cm hohe Flüssigkeitssäule mit Ringerlösung
- Silikonschläuche zwecks Verbindung der einzelnen Segmente

Abbildung 20. Dentinscheibenkammer (zusammengeschaubt)**Abbildung 21.** Schema des Versuchsaufbaus zur Dentinliquorsimulation

Zwischen der Dentinscheibenkammer und der Glaskapillare (*Fa. Schott – Mainz – Deutschland*) bestand mittels eines passenden Silikonschlauchs (*Silikonkautschuk VMQ – Deutsch & Neumann GmbH – Berlin – Deutschland*) eine dichte Verbindung. Die Kapillare, in die über den vorgeschalteten Drei-Wege-Hahn (*Fa. Schott – Mainz – Deutschland*) und die angeschlossene Spritze (*Einnalspritze 2ml – Fa. B.Braun Ag – Melsungen – Deutschland*) eine Luftblase eingebracht wurde, war mit einer Millimeterskala versehen und exakt waagrecht ausgerichtet. Somit wurde eine visuelle Kontrolle der Permeabilität der Dentinscheiben und des simulierten Liquorflusses ermöglicht. Am Ende der Apparatur befand sich eine Flüssigkeitssäule (Ringerlösung bei 22°C) mit einer Höhe von 60 cm. Die Konstanzhaltung des Pegelstandes der Flüssigkeitssäulenhöhe, trotz Liquorfluß, wurde durch ein Schwerkraftinfusionsgerät (*Intrafix Air – Fa. B.Braun Ag – Melsungen – Deutschland*) gewährleistet.

3.1.5. Versuchsdurchführung

Während des gesamten Versuchsablaufs wurde der Versuchsraum durch eine Klimaanlage bei konstant 22°C und einer Luftfeuchtigkeit von 50% eingestellt.

Die hergestellte Dentinscheibe wurde zunächst mit der polierten Stirnfläche nach oben in das Messingunterteil, der noch zerlegten Dentinscheibenkammer eingesetzt. Hierzu ließ man zunächst den Flüssigkeitsspiegel innerhalb der Kammer genügend hoch ansteigen. Somit war es möglich, die Dentinscheibe von der Seite auf den Dichtungsring (B) zu positionieren, ohne daß sich eine Luftblase unter derselbigen befand, sondern die gesamte Unterfläche der Dentinscheibe mit Liquor benetzt wurde. Als nächstes legte man den Dichtungsring (A) der Oberseite der Dentinscheibe auf und verschraubte im Anschluß daran das Zylinderoberteil mit dem Unterteil der Kammer. Nach dem Öffnen der Drei-Wege-Hähne, mußte darauf geachtet werden, daß lediglich die Scheibenunterseite mit Ringerlösung benetzt wurde. War dies nicht der Fall, die Apparatur also undicht, mußte die Kammer erneut geöffnet und die Scheibe anders plziert werden. Nun wurde Mittels der Spritze eine Luftblase in die Glaskapillare eingebracht. Danach wurde stets 60 sec. gewartet, bis sich ein deutlicher Liquorfluß verzeichnen ließ, was sich zum einem durch das Wandern der Luftblase, als auch am Auftreten von Liquorbläschen bzw. an der Dunkelverfärbung des Dentins bemerkbar machte, daraufhin wurde der Zufluß am Schwerkraftinfusionsgerät gestoppt und es konnte eine Flüssigkeitssäule von 60cm als pulpaler Druck wirken.

Daran anschließend erfolgte die Vorbehandlung des Dentins zum adhäsiven Befestigen der Kompositproben gemäß den unter Abschnitt 3.1.2.2. gemachten Ausführungen (siehe auch Tabelle 8, 9 und 10.). Vor der Applikation des Komposits wurde ein Glaszylinder (*Fa. Schott – Mainz – Deutschland*) mit aus Tabelle 12 zu entnehmenden Abmessungen auf die Mitte der Dentinscheibe gesetzt und mit einer zahnärztlichen Pinzette (*Fa. Aesculap – Tuttlingen – Deutschland*) in Position gehalten. Der Glaszylinder mit seiner definierten Geometrie stellte eine standardisierte Verbundfläche zwischen Komposit und Dentinscheibe sicher.

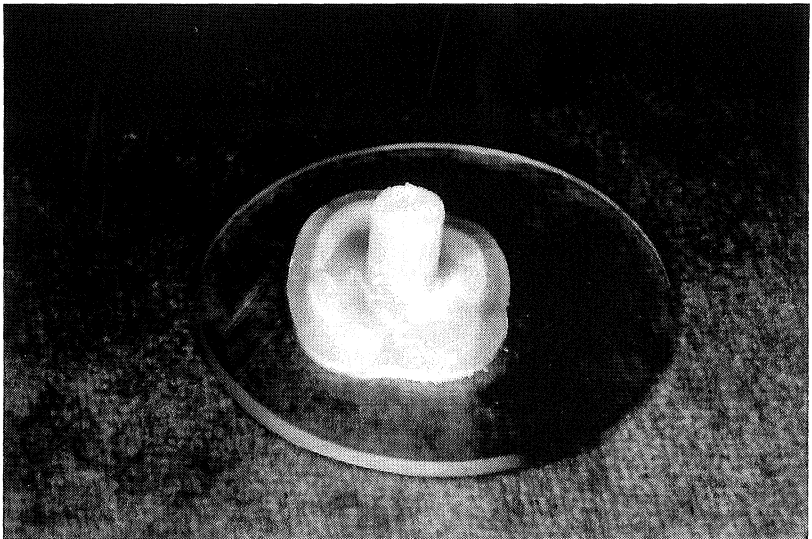
Tabelle 12. Maße des Glaszylinders

Innendurchmesser	3 mm
Außendurchmesser	6 mm
Höhe	4 mm

Das Hybridkomposit (*Herculite XRV Farbe B1 – Fa. Kerr – Karlsruhe – Deutschland*) wurde in Folge in 2 mm Schichten mittels eines Metallstopfers (*Nr. 1054/182-Martin-Solingen-*

Deutschland) eingebracht. Jede Schicht wurde 40 s lang mit einer Polymerisationslampe (*Elipar Highlight Nr. 3803395 - Espe – Seefeld - Deutschland*) ausgehärtet. Der Lichtleiter wurde mittels eines Luxmeters (*Radiometer - Fa. Kerr – Karlsruhe - Deutschland*) auf seine konstante Lichtleistung hin überprüft und so positioniert, daß die Lichtaustrittsöffnung parallel zur Dentinscheibe ausgerichtet war. Nach Beendigung des letzten Härtevorgangs wurde der noch in situ befindliche Glaszylinder vorsichtig und kraftfrei entfernt und anschließend die Dentinscheibe mit befestigtem Kompositzylinder aus der Kammer entnommen (siehe auch Abbildung 22).

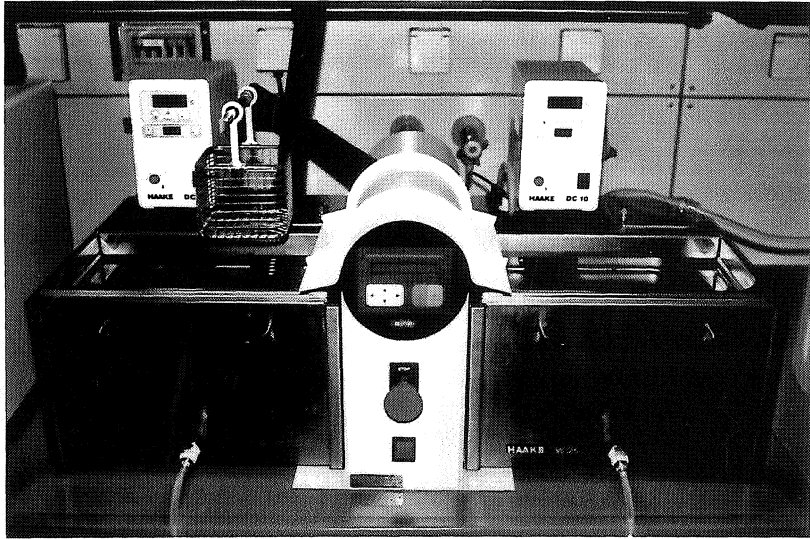
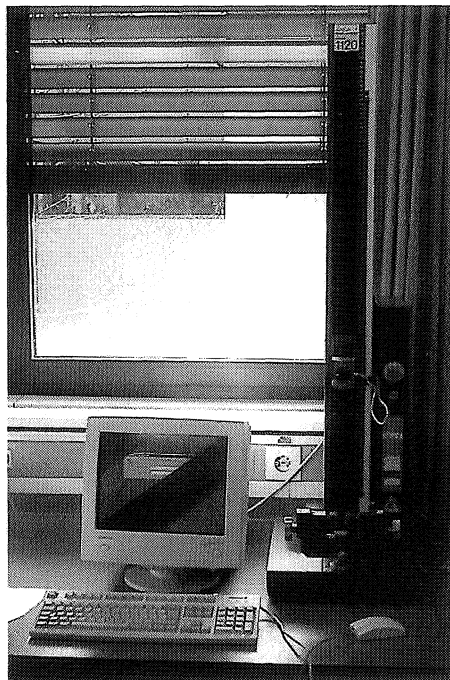
Abbildung 22. Dentinscheibe mit adhäsiv befestigtem Kompositzylinder



Alle Proben wurden anschließend 5000 Temperaturwechselzyklen zwischen 5°C und 55°C ausgesetzt, die Verweildauer in den Bädern betrug jeweils 20 s mit einer Transportzeit von 4 s zwischen den Bädern. Abbildung 23 zeigt die für das Thermocycling verwendete Apparatur (*Willytec Thermocycler V.2.8. –München - Deutschland*).

3.1.6. Messung der Haftfestigkeit der Kompositzylinder durch Abscherung

Nach der Temperaturwechselbelastung wurden die Proben mit einer Universalprüfmaschine (*Zwicki 1120 - Fa. Zwick – Ulm - Deutschland*) abgesichert. Mit Hilfe eines angeschlossenen PCs (*Compaq – Böblingen – Deutschland*) wurde die jeweils zugehörige Kraft in Newton ermittelt, zur Anwendung kam hierbei die Software *test Xpert V4.0*. Der Zugversuch wurde mit einer Vorschubgeschwindigkeit von 5mm/min und somit kontinuierlich steigendem Krafteinsatz bis zu einer Maximalkraft von 150 N durchgeführt. Abbildung 24 zeigt die Universalprüfmaschine mit daran angeschlossenen PC.

Abbildung 23. Thermocycling-Gerät**Abbildung 24.** Universalprüfmaschine *Zwicki 1120* mit daran angeschlossenen PC

Die Proben wurden zum Abscheren in einer Haltevorrichtung lagegerecht fixiert. Diese bestand aus einem Messingzylinder mit einer einseitigen kreisrunden Fräsung ($\varnothing 2,1$ cm), mittels zweier Feststellschrauben konnte die Dentinscheibe sicher befestigt werden. Der Messingzylinder wurde stabil zwischen den Feststellbacken der Abschermaschine angebracht. Zur Anbindung der Proben an den Kraftgeber wurde eine Drahtkonstruktion verwendet, welche aus Ligaturendraht Stärke 0,1 mm (*Unitek, Fa. 3M - Monrovia California - USA*) bestand. Dessen geschlossenes Ende wurde zu einer Schlinge gebogen, die dem Kompositzylinder (3.1.5.9) paßgenau anlag und die Dentinscheibe an der Basis des Zylinders berührte. Die beiden offenen Endstücke wurden anschließend 50fach verdreht um eine stabile Verbindung zwischen Schlinge und Kraftgeber zu schaffen. Die Dentinscheibe war stets parallel zur Zugrichtung ausgerichtet. Abbildung 25 verdeutlicht die Lagebeziehung zwischen Haltevorrichtung, Drahtkonstruktion, Dentinscheibe und Kunststoffzylinder. Abbildung 26 und 27 zeigen beispielhaft die Oberflächen zweier abgescherter Dentinscheiben.

Abbildung 25. Schematische Darstellung der Lagebeziehung: Haltevorrichtung, Dentinscheibe und Ligatur

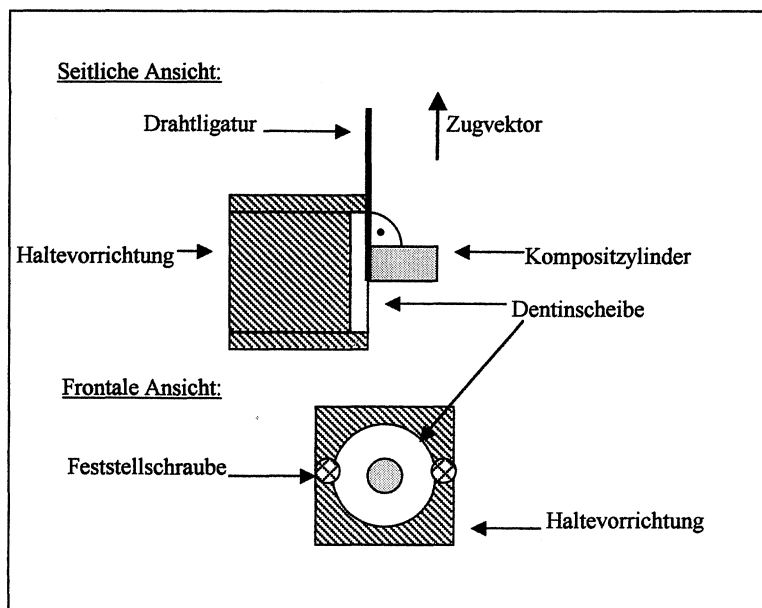


Abbildung 26. Oberfläche einer abgescherten Dentinscheibe

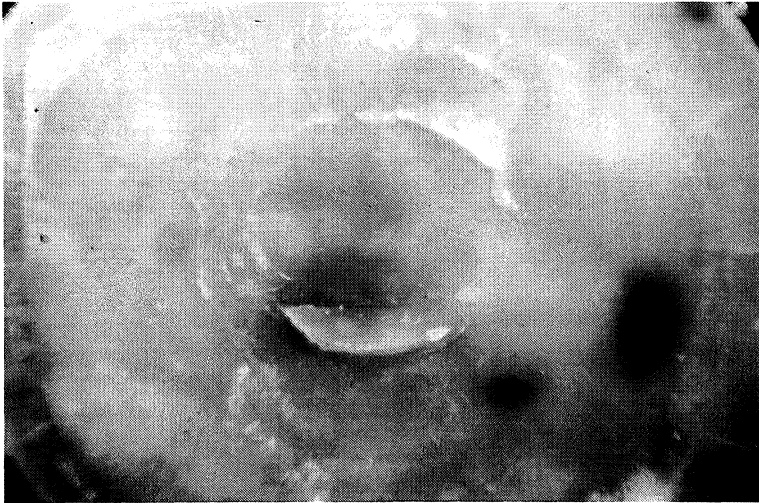
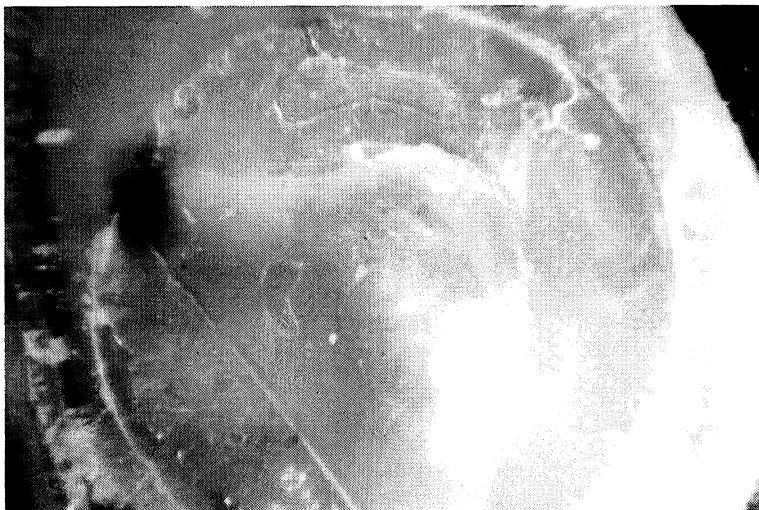


Abbildung 27. Oberfläche einer abgescherten Dentinscheibe



3.1.7. Umrechnung der Ergebnisse in MPa

Da die Werte für die Scherhaftfestigkeit in der Fachliteratur standardisiert in der Einheit [MPa] angegeben werden, mußte eine Umrechnung der erhaltenen Daten von [N] in [MPa] erfolgen.

Die physikalische Formel hierfür lautet:

$$\text{Scherhaftfestigkeit [PA]} = \frac{\text{Kraft[N]}}{\text{Haftfläche [m}^2 \text{]}}$$

Um die Haftfläche zu errechnen wurde die im Versuch konstant gehaltene Größe des Durchmessers der Haftfläche benötigt: D = 3 mm (0,003m)

Die Formel zur Errechnung der Haftfläche lautet:

$$\begin{aligned}\text{Haftfläche [m}^2 \text{]} &= (\text{Radius[m]})^2 \times \pi \\ &= (0,0015 \text{ m})^2 \times 3,1416 \\ &= 7,0686 \times 10 \text{ E-06 m}^2\end{aligned}$$

Das Ergebnis für die Scherhaftfestigkeit wurde abschließend in [MPa] umgerechnet.

3.1.8. Statistik

Für die statistische Auswertung der Meßergebnisse wurden aus jeweils 15 Proben jeder Gruppe die Mittelwerte, Standardabweichungen, Mediane, Minimum – und Maximum - Werte bestimmt. Zur explorativen Datenanalyse wurde der Skewness Normality of Residuals-Test verwendet. Zur Überprüfung der Nullhypothese (sowohl die Gruppen A und B als auch die beiden Dentinhaftvermittler im Vergleich zeigen keine Unterschiede in der Haftfestigkeit zum Dentin) wurde der Kruskal-Wallis Multiple Comparison Z-Value Test (NCSS 6.0.2.1.) mit korrigiertem Signifikanzniveau $\alpha=0,05$ nach *Bonferroni* eingesetzt.

4. Ergebnisse

4.1. Versuche

Nachdem in allen vier Versuchsgruppen die Kompositproben unter simuliertem Dentinliquorfluß aufgebracht und die Proben im Anschluß einer Temperaturwechselbelastung von 5000 Zyklen (5°C und 55°C) unterzogen wurden, konnten mittels der Universalprüfmaschine *Zwick 3212* (*Zwick&Co.*, Ulm) unter einer Vorschubgeschwindigkeit von 5mm/min die Scherhaftfestigkeitswerte der Produkte *Resulcin AquaPrime + MonoBond* (*Merz Dental GmbH*) und *Solist* (*DMG-Hamburg*) ermittelt werden.

4.1.1. Scherhaftfestigkeit ohne Ätzung der Dentinoberfläche

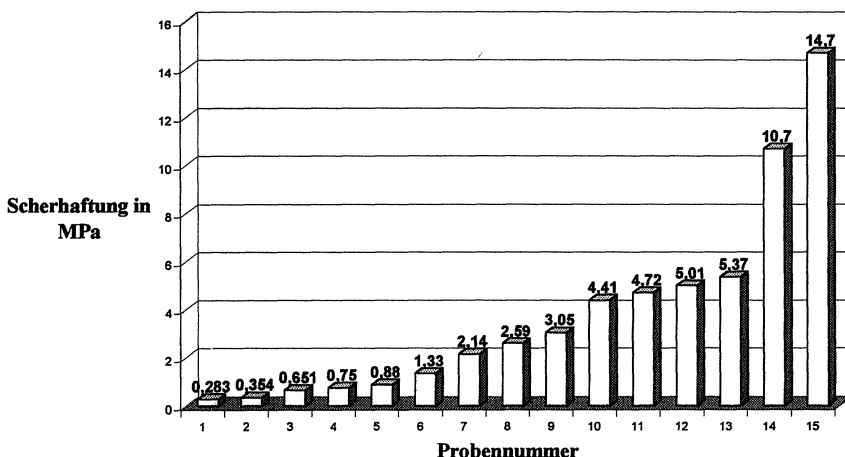
Die beiden selbstkonditionierenden Dentinadhäsive wurden gemäß den Herstellerangaben ohne zusätzliche Ätzung der Dentinfläche angewandt. Hierbei war sowohl nur ein geringer Feuchtigkeitsniederschlag an der Oberfläche der Versuchsscheibe als auch eine nur langsame Fortbewegung der Luftblase in der Glaskapillare zu beobachten.

4.1.1.1. Scherhaftfestigkeit von Resulcin

Die Scherhaftfestigkeit der Kompositproben unter Verwendung des Adhäsives *Resulcin* an den hochglanzpolierten Dentinscheiben beträgt im Mittel 3,796 MPa. Die Standardabweichung beträgt 3,953. Die maximale Haftkraft von 14,7 MPa ist deutlich größer als die des Adhäsives *Solist*.

Resulcin weist im Kruskal-Wallis-Test ($z\text{-value}=1,0402$) keine signifikant unterschiedliche Scherhaftung im Vergleich zu dem Produkt *Solist* auf. Die einzelnen Scherhaftwerte der 15 Dentinscheiben zeigt Diagramm 1.

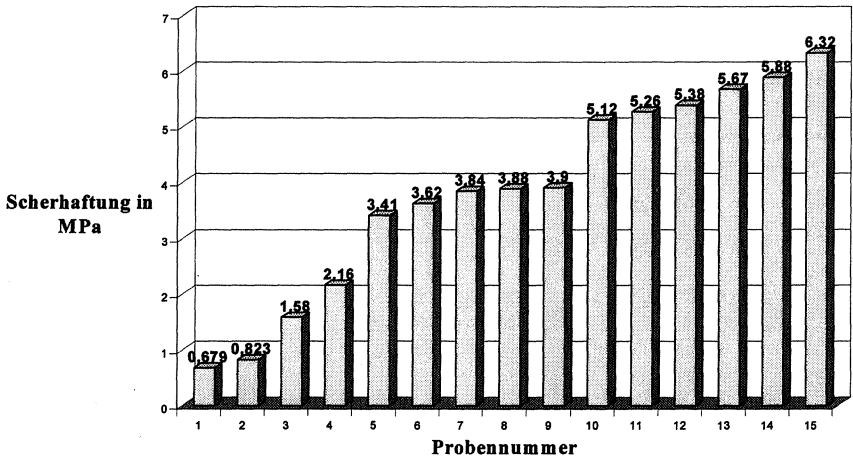
Diagramm 1. Die Scherhaftung von *Resulcin AquaPrime + MonoBond* ohne vorherige Ätzung



4.1.1.2. Scherhaftfestigkeit von *Solist*

Die mittlere Haftvermittlung durch *Solist* ist mit einem Wert von 3,835 MPa charakterisiert. Aufgrund der geringeren Wertestreuung beträgt die Standardabweichung in dieser Versuchsreihe 1,769. Der Maximalwert für die Scherhaftkraft der *Solist*-Gruppe beträgt 6,32 MPa. Der geringste Wert ist 0,679. Diagramm 2 listet die einzelnen Haftwerte auf.

Diagramm 2. Die Scherhaftung von *Solist* ohne vorherige Ätzung



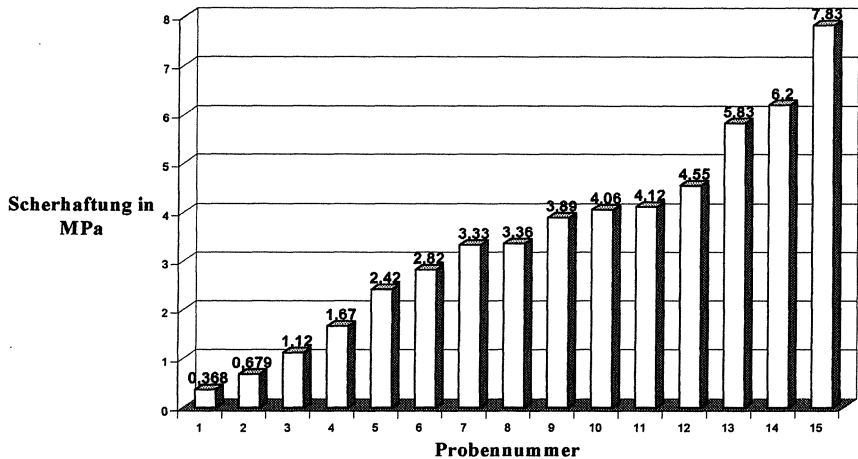
4.1.2. Scherhaftfestigkeit mit Ätzung der Dentinoberfläche

Grundsätzlich ist festzuhalten, daß nach Konditionierung der Dentscheiben durch 36%ige Phosphorsäure (*De Trey, Conditioner 36, Dentsply, D-Konstanz*) eine gesteigerte Denterpermeabilität zu verzeichnen war. Dies dokumentiert sich in einem stark erhöhten Feuchtigkeitsniederschlag und einer beschleunigten Fortbewegung der Luftblase in der Kapillare. Dieser Flüssigkeitsfilm ließ sich mit Hilfe der Multifunktionsspritze entfernen, doch trotz unterbrochener Zufuhr der Ringerlösung traten immer wieder kleine Liquorbläschen an die Oberfläche der Scheibe.

4.1.2.1. Scherhaftfestigkeit von *Resulcin*

Nach vorheriger Ätzung hafteten die Kompositzylinder unter Anwendung von *Resulcin* mit einer mittleren Scherhaftkraft von 3,483 MPa. Es ließ sich eine maximale Haftkraft von 7,83 MPa ermitteln, diese Maximalkraft liegt unter der durch Anwendung von *Solist* mit Ätzung erzielten Kraft. Jedoch sind keine statistisch signifikanten Unterschiede aufzeigbar. Die Standardabweichung ist aufgrund der geringer gestreuten Meßdaten im Vergleich zur Versuchsgruppe "*Resulcin* ohne Ätzung" mit einem Wert von 2,031 als geringer zu bezeichnen. Die einzelnen Meßwerte werden in Diagramm 3 dargestellt.

Diagramm 3. Die Scherhaftung von *Resulcin AquaPrime* + *MonoBond* nach vorheriger Ätzung



Vergleich der Haftfestigkeitswerte von *Resulcin AquaPrime* + *MonoBond* ohne und mit vorheriger Ätzung

Unter vorheriger Anwendung der Phosphorsäure kommt es im Mittel zu einer geringfügigen Verschlechterung der Haftwerte. Der Mittelwert ohne Ätzung beträgt 3,796 MPa im Vergleich dazu mit Ätzung nur noch 3,483 MPa. Auch der maximale Haftwert sinkt bei Anwendung des Konditionierers von zuvor gemessenen 14,7 MPa auf nahezu die Hälfte, nämlich 7,83 MPa. Diese tendenzielle Verschlechterung der Haftwerte ist jedoch bei Verwendung des Bonferroni-Tests ($z\text{-value}=0,5279$) statistisch nicht signifikant. Diagramm 4 zeigt die Scherhaftungskräfte mit und ohne Ätzung im Vergleich.

4.1.2.2. Scherhaftfestigkeit von *Solist*

Die mittlere Haftkraft beträgt bei Anwendung von *Solist* mit Ätzung 4,873 MPa. Der Maximalwert von 9,31 MPa ist höher als die durch *Resulcin* erreichten 7,83 MPa. Die relativ hohe Streuung der Meßdaten schlägt sich in einer Standardabweichung von 2,491 nieder. Die einzelnen Haftkräfte sind Diagramm 5 zu entnehmen.

Diagramm 4. Die Scherhaftung von *Resulcin AquaPrime* + *MonoBond* mit und ohne Ätzung

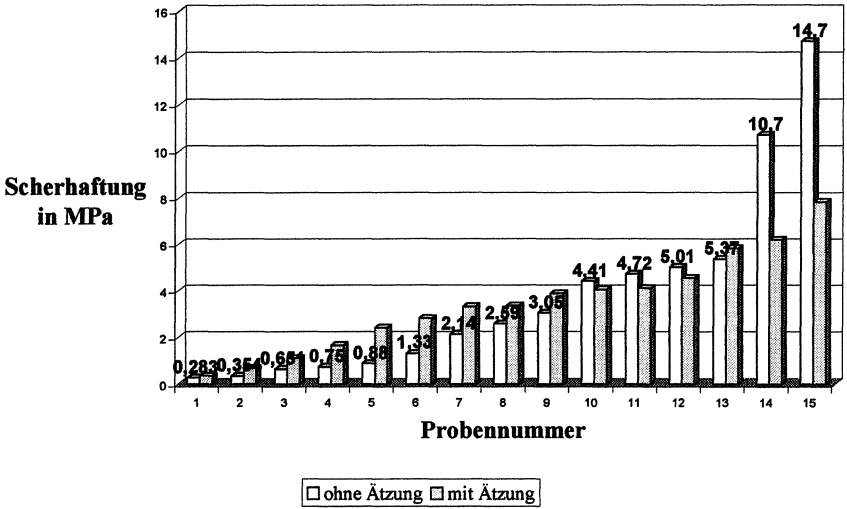
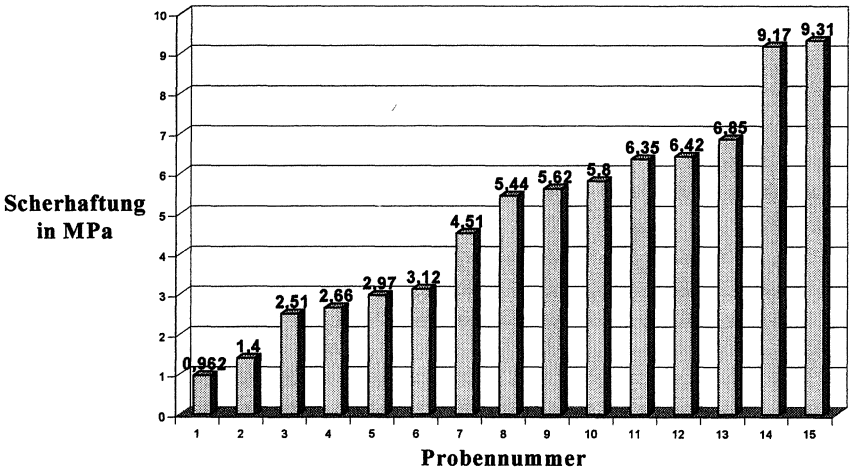


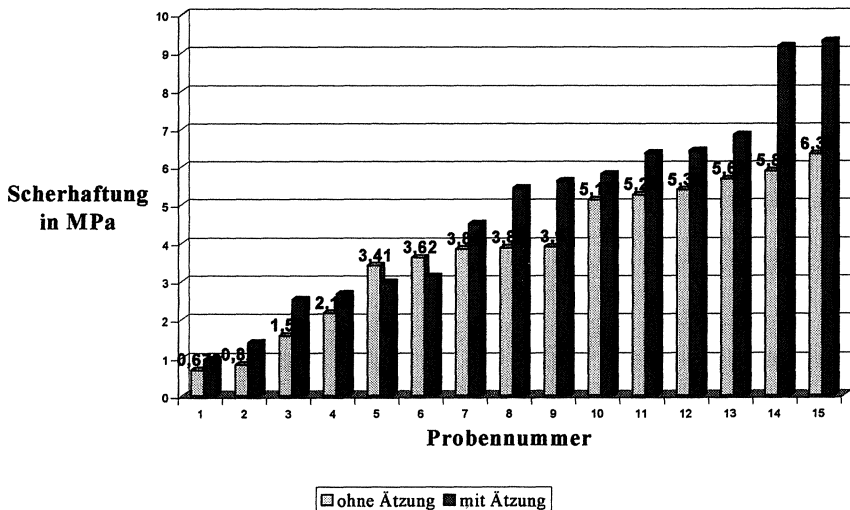
Diagramm 5. Scherhaftung von Solist nach vorheriger Ätzung



Vergleich der Haftfestigkeitswerte von *Solist* ohne und mit vorheriger Ätzung

Unter vorheriger Anwendung der Phosphorsäure bei *Solist* kommt es im Mittel zwar zu einer Steigerung von gut einem MPa, diese weist jedoch weder im Regular-Test noch im Bonferroni-Test ($z\text{-value}=0,9670$) eine statistisch erwähnenswerte Signifikanz auf. Auffällig ist jedoch, daß es im Vergleich zu *Resulcin*, unter Anwendung eines Konditionierers zu einer, geringfügigen Verbesserung kommt. Ebenfalls ist eine Steigerung der Maximalwerte zu verzeichnen, von zuvor 6,32 MPa ohne Ätzung, auf einen Wert von 9,31 MPa mit Vorbehandlung. Ein Vergleich der einzelnen Meßwerte erfolgt in Diagramm 6.

Diagramm 6. Die Scherhaftung von *Solist* mit und ohne Ätzung



Die Mittelwerte der Scherhaftung der beiden getesteten Produkte ohne und mit vorheriger Ätzung zeigt Diagramm 7.

Diagramm 7. Vergleich der mittleren Scherhaftung von *Resulcin AquaPrime* + *MonoBond* und *Solist* ohne und mit Ätzung

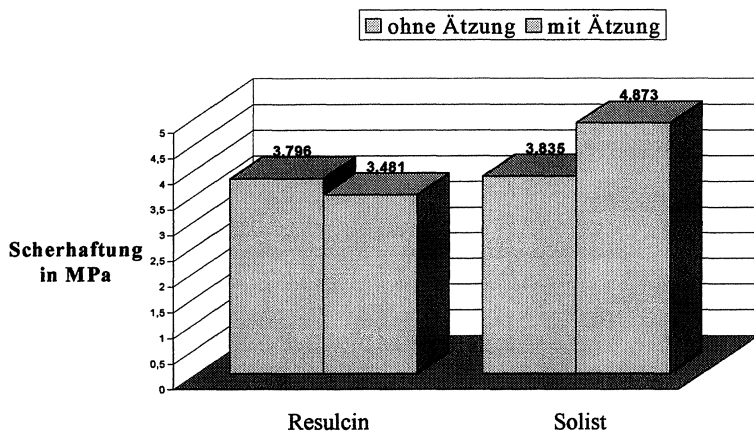


Tabelle 13. Überblick über die ermittelten Werte und deren statistische Auswertung (Meßwerte in MPa)

Nr.	Produkt	Mittelwert	Standardabweichung	Medianwert	Minimum	Maximum	Signifikant zu
1	Resulcin	3,79	3,95	2,59	0,28	14,7	4
2	Solist	3,83	1,77	3,88	0,68	6,32	-
3	Resulcin*	3,48	2,04	3,36	0,37	7,83	-
4	Solist*	4,87	2,49	5,44	0,96	9,31	1

*mit zusätzlicher Ätzung

5. Diskussion

Zahlreiche Studien setzen sich immer wieder mit den neuesten Entwicklungen der Dentinadhäsive auseinander. Seien es Untersuchungen der Haftfestigkeiten oder der Randspaltbildung nach unterschiedlichsten Belastungen und Alterungsvorgängen, nur selten gleicht eine Vorgehensweise exakt der anderen (Reinhardt, 1997, Klaiber et al., 1997, Osorio et al., 2002, Hannig et al., 1999, Manhart et al., 1998, Marx et al., 1998, Finger et al., 1996). Tabelle 14 gibt einen Überblick über die einzelnen Diskussions- und Vergleichsebenen, die im weiteren Verlauf dieses Kapitels genauer besprochen werden sollen.

Tabelle 14. Dentinadhäsiv-Studien in Relation zu den eigenen Untersuchungen mit den beiden Haftvermittlern *Resulcin AquaPrime* und *MonoBond* und *Solist*

Beschreibung der Studie		Textabschnitt
Identischer Versuchsaufbau und Versuchsmaterialien		5.1.1.
Anderer Versuchsaufbau und identische Materialien:	A) Haftfestigkeitsuntersuchungen	5.1.2.
	B) Untersuchungen der Randverhältnisse	
	C) Untersuchungen der Ätz-Wirkung am Schmelz bzw. Dentin	
Identischer Versuchsaufbau und andere Materialien		5.1.3.
Anderer Versuchsaufbau und andere Materialien		5.1.4.

5.1.1. Studien, die im Aufbau und den Versuchsmaterialien mit der eigenen Untersuchung identisch sind

Trotz intensiver Literaturrecherchen war es nicht möglich eine solche Studie ausfindig zu machen. Es ist als äußerst unwahrscheinlich zu bezeichnen, eine Untersuchung zu finden, die in exakt allen Parametern mit der eigenen übereinstimmt. Die unter 5.1.2. aufgeführten Studien machen dies deutlich.

5.1.2. Studien mit abweichendem Aufbau und identischen Materialien

A) Untersuchungen der Haftfestigkeiten

Einige Autoren haben sich in ähnlicher Weise mit den Dentinhaftvermittlern *Resulcin AquaPrime* und *MonoBond* und *Solist* auseinander gesetzt, auch sie untersuchten die Adhäsive auf ihre Haftfestigkeit hin. Die beiden Tabelle 15 und 16 geben einen Überblick über die zu diskutierenden Studien. Die Vorgehensweise der Autoren unterscheidet sich nahezu ausnahmslos in drei wesentlichen Parametern von den eigenen Versuchsvariablen:

- Die Haftflächen der Dentinproben wurden nicht poliert
- Es fand keine Liquorsimulation statt
- Die Proben wurden vor Ermittlung der Haftfestigkeit nicht gealtert (beispielsweise durch Thermocycling)

Tabelle 15: Übersicht der Versuchsmodalitäten und Ergebnisse verschiedener Studien für das Adhäsivsystem: *Resulcin AquaPrime* und *MonoBond*

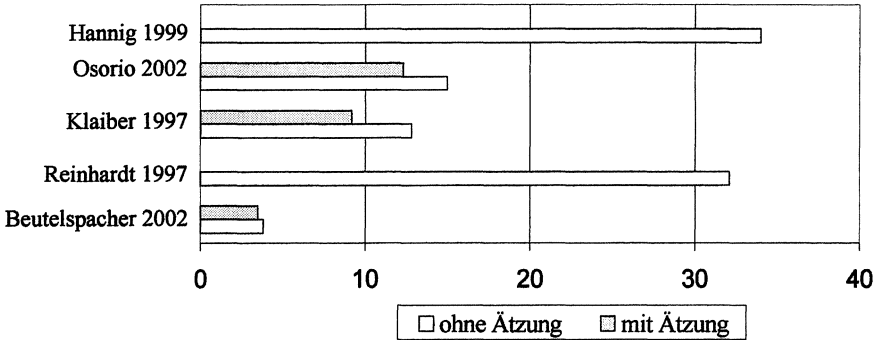
<i>Resulcin AquaPrime</i> und <i>MonoBond</i>	Beutelspacher 2002	Reinhardt 1997	Klaiber et al. 1997	Osorio et al. 2002	Hannig et al. 1999
Simulation	In Vitro	In Vitro	In Vitro	In Vitro	In Vitro
Herkunft der Zähne	Human	Human	Human	Human	Bovin
Lagerungsmedium	0,1%ige Thymol-lösung	Wasser	Keine Angaben	Keine Angaben	Wasser
Bearbeitung der Haftfläche	600grit SiC-Scheibe und Politur	800grit SiC- Scheibe	Genormte Kavität Ø 2,3mm	Keine Angaben	Labiale Schmelzoberfläche mit 800grit SiC-Scheibe
Liquorsimulation	Ja	Nein	Nein	Keine Angaben	Nein
Anwendung des Dentinadhäsives	a) ohne Ätzung: nach Herstellerangaben b) mit Ätzung 36% H ₃ PO ₄ - Gel 20 s Einwirkzeit	Nach Hersteller- angaben	a) ohne Ätzung: nach Hersteller- angaben b) mit Ätzung: 35% H ₃ PO ₄ -Gel 15 s Einwirkzeit	a) nach Herstellerangaben b) 35% H ₃ PO ₄ -Gel 15 s Einwirkzeit c) 35% H ₃ PO ₄ -Gel + 5% NaOCl 2 min Einwirkzeit	Nach Herstellerangaben
Alterung der Proben	Thermocycling mit 5000 Zyklen 5-55°C	24 h in Wasser bei 37°C	30 d Lagerung in Wasser Anschließend Thermocycling mit 2500 Zyklen	24 h in Wasser bei 37°C	24 h in Wasser bei 37°C
Bestimmung der Haftfestigkeit	Scherfestigkeit Vorschub 5 mm /min	Scherfestigkeit Vorschub 1mm/min	Durchstoßver- such	Microtensile- verfahren	Scherfestigkeit Vorschub 1mm/min
Haftwerte	a) 3,8 MPa b) 3,48 MPa	32,1 MPa ±2,1	a) 12,8 MPa b) 9,2 MPa	a) 14,99 MPa b) 12,34 MPa c) 10,26 MPa	34,0 MPa ± 3,6

Tabelle 16. Übersicht der Versuchsmodalitäten und Ergebnisse verschiedener Studien für das Adhäsivsystem: *Solist*

<i>Solist</i>	Beutelspacher 2002	Manhart et al. 1998	Reinhardt 1997	Marx et al. 1998	Finger et al. 1996
Simulation	In Vitro	In Vitro	In Vitro	In Vitro	In Vitro
Herkunft der Zähne	Human	Human	Human	Bovin	Human
Lagerungsmedium	0,1%ige Thymol- Lösung	Wasser	Wasser	0,2%ige Thymol- Lösung	Keine Angaben
Bearbeitung der Haftfläche	600grit SiC-Scheibe und Politur	600grit SiC- Scheibe	800grit SiC-Scheibe	Keine Angaben	Keine Angaben
Liquorsimulation	Ja	Nein	Nein	Keine Angaben	Keine Angaben
Anwendung des Dentinadhäsives	a) ohne Ätzung: nach Herstellerangaben b) mit Ätzung: 36% H ₃ PO ₄ -Gel 20 s Einwirkzeit	<u>Mit Ätzung</u> (35% H ₃ PO ₄ -Gel): a) Oberfläche trocken b) Oberfläche feucht <u>Ohne Ätzung</u> : c) Oberfläche trocken d) Oberfläche feucht	Nach Herstellerangaben	Nach Herstellerangaben	Nach Herstellerangaben
Alterung der Proben	Thermocycling mit 5000 Zyklen 5-55°C	24 h in Wasser	24 h in Wasser bei 37°C	Proben A: 24 h Trockenlagerung Proben B: 30 d Korrosionsbad	24 h in Wasser
Bestimmung der Haftfestigkeit	Scherfestigkeit Vorschub 5mm/min	Scherfestigkeit Vorschub 0,5 mm/min	Scherfestigkeit Vorschub 1mm/min	Dreipunktbiege- versuch	Scherfestigkeit
Haftwerte	a) ohne Ätzung: 3,84 MPa b) mit Ätzung: 4,87 MPa	a) 16,3 MPa b) 17,7 MPa c) 16,5 MPa d) 17,1 MPa	Naße Oberfl.: 20 MPa Trockene Oberfl.: 15 Mpa	Probe A: 27,8 N/m Probe B: 1,8 N/m	15 MPa

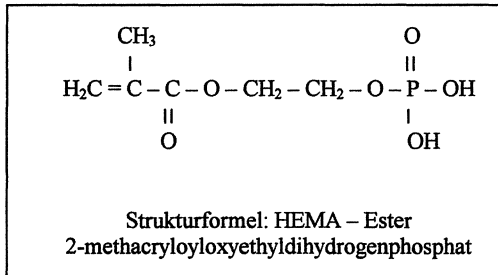
Das Adhäsivsystem *Resulcin AquaPrime* und *MonoBond*

Diagramm 8. Vergleich der mittleren Haftfestigkeiten (in MPa) von *Resulcin* in der Literatur



Resulcin AquaPrime und *MonoBond* enthält als selbstkonditionierenden Bestandteil in der Komponente *AquaPrime* einen sogenannten HEMA-Ester der Phosphorsäure (siehe auch Abbildung 28). Dieser Phosphorsäureester ist polymerisierbar und sowohl in Wasser als auch in Aceton löslich. *Dammaschke et al.* (2000) beschreiben eine gewisse Haftkraft am Dentin, die per se vorhanden sein soll. Weiterhin würden HEMA-Ester einen homogenen, hochviskösen, klebrigen Film bilden, der die Applikation von Kompositen auf die Dentinfläche erleichtert. Der pH-Wert des *AquaPrimes* liegt bei 0,7 und ist somit konventionellen Phosphorsäuregelen vergleichbar. Das Dentin wird bei der Konditionierung gleichzeitig aufgelöst und penetriert. *Reinhardt et al.* (1998) sprechen von einer stützenden Wirkung des Esters auf das freigelegte Kollagenflechtwerk. Unverbrauchte Phosphorsäureester und Reaktionsprodukte werden in das anschließend aufgetragene Bonding einpolymerisiert (*Hannig et al.*, 1999).

Abbildung 28. Strukturformel des HEMA-Esters (nach *Hannig et al.*)

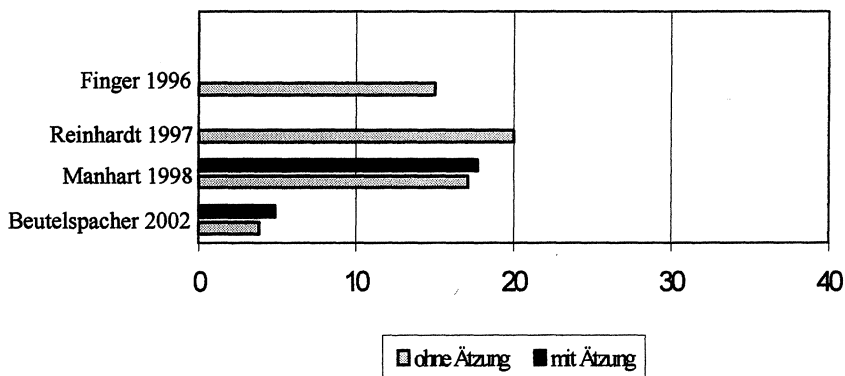


Vergleicht man die Scherfestigkeiten der eigenen Studien mit den ermittelten Haftwerten anderer Versuchsreihen, so ist eine deutliche Diskrepanz zu verzeichnen. *Reinhardt* (1997) weist in seiner Untersuchung für das Adhäsivsystem *Resulcin* eine mittlere Scherkraft von 32,1 MPa im Dentin nach, diese liegt um das nahezu zehnfache höher als der in der eigenen Studie ermittelte Wert. Von insgesamt elf getesteten Dentinhaftvermittlern, wurde für dieses

System die höchste Scherfestigkeit durch Reinhardt gemessen. In einem weiteren Scherversuch stellten *Hannig et al.* (1999) eine Haftkraft von 34,0 MPa fest, jedoch nicht im Dentin, sondern an den labialen Schmelzoberflächen von Rinderinzisiven. Auch hier wiederum handelte es sich um den höchsten Wert unter den drei selbstkonditionierenden Adhäsiven dieser Versuchsreihe. Eine in der gleichen Studie vorgenommene rasterelektronenmikroskopische Untersuchung ließ aufgrund des ermittelten kalkigen Ätzmusters, das nahezu einer Ätzung durch herkömmliche Phosphorsäure entsprach, ein solch hohes Ergebnis erwarten. *Klaiber et al.* (1997) untersuchte im Durchstoßversuch an Kavitäten in 2mm dicken Dentinscheiben die Wirkung einer Ätzung mit 35%iger Phosphorsäure auf die Haftkraft hin. Ohne Ätzung betrug die mittlere Haftkraft 12,8 MPa, mit Ätzung hingegen lag sie bei nur noch 9,2 MPa. Auch in der eigenen Studie war eine Abnahme der Scherfestigkeit nach Ätzung und Anwendung des Dentinadhäsives *Resulcin* zu verzeichnen, allerdings waren diese Ergebnisse weder bei *Klaiber et al.* noch in den eigenen Untersuchungen statistisch signifikant. *Osorio et al.* (2002) untersuchten ebenfalls die Wirkung unterschiedlicher Anwendungsmethoden bezüglich der Haftfestigkeit des Systems *Resulcin*. Diese konnten jedoch keinerlei Einfluß nachweisen, da die Werte untereinander ebenso wie bei *Klaiber et al.* statistisch gleich waren.

Das Adhäsivsystem Solist

Diagramm 9. Vergleich der mittleren Haftfestigkeiten (in MPa) von *Solist* in der Literatur



Der Dentinhaftvermittler *Solist* ist ein sogenanntes "one-bottle-System", das in älteren Nomenklaturen Adhäsiven der fünften Generation zugeordnet wird. Die selbstkonditionierende Wirkung beruht ebenfalls auf der Beigabe eines Methacrylphosphorsäureesters. *Frankenberger* (2001) klassifiziert *Solist* in Anlehnung an das 2. *internationale ESPE Dental-Symposium in Philadelphia* (2000) als ein Compomer-Adhäsiv vom Typ 2. In dieser Typisierung wird solchen Produkten eine Wirkung, die ein adäquates Ätzmuster im Schmelz erzeugen abgesprochen. Sie belassen den Smearlayer des Dentins und modifizieren diesen lediglich. Um eine ausreichende Haftkraft am Schmelz zu sichern, wird von *Frankenberger* deshalb die Anwendung eines zusätzlichen Ätzschritts empfohlen. Im Gegensatz zu *Resulcin AquaPrime* und *MonoBond* basiert der Haftvermittler *Solist* nicht auf Wasser, sondern auf Aceton. Adhäsiv-Kunststoffe sind sehr gut löslich in Aceton, das sehr rasch von Dentinoberflächen verdunstet (*Lambrechts et al.*, 2001). *Van Meerbeek et al.* stufen *Solist* als

ein "Wet-Bonding"-Adhäsiv ein, hierbei hat das Aceton eine das Wasser verdrängende Wirkung. Als Nachteile der "Wet-Bonding"-Technik werden durch *Lambrecht et al.* die mangelnde Sichtkontrolle des geätzten Schmelzes, die Verdunstung von Aceton, die Techniksensitivität und das Risiko eines überhitzten Zustandes beschrieben.

Auch bei *Solist* ist im Vergleich zu anderen Haftfestigkeitsstudien die in der eigenen Untersuchung ermittelte Scherfestigkeit als relativ gering zu bezeichnen (siehe Diagramm X.). *Manhart et al.* erhalten in einer Versuchsreihe von 1998 eine Scherfestigkeit von 17,1 MPa ohne Ätzung der feuchten Dentinoberfläche, nach Anwendung eines 35%igen Phosphorsäuregels jedoch einen Wert von 17,7 MPa. *Reinhardt* (1997) stellte fest, daß sich die Scherhaftung für *Solist* von zuvor knapp 15 MPa auf 18 bis 20 MPa steigern läßt, wenn das Material auf eine wasserglänzende Oberfläche aufgetragen wurde. Auch *Finger et al.* (1996) sprechen von einer deutlichen Verbesserung, wenn *Solist* auf feuchten Dentinflächen zur Anwendung kommt, hierbei ermittelten sie eine mittlere Haftung von 15 MPa. Nur eine einzige Studie untersuchte die Haftfestigkeit des Systems nachdem eine 30-tägige, künstliche Alterung in einem Korrosionsbad vorgenommen wurde (*Marx et al.*, 1998). Die anfänglich hohen Ergebnisse von 27,8 N/m sanken im Mittel nach 30 Tagen auf nur noch 1,8 N/m. *Marx et al.* beschreiben für die "One bottle" -Systeme im Vergleich zu den Verbundzonen der anderen Dentinhaftvermittler eine wesentlich schlechtere Dentinanbindung. In REM-Untersuchungen wurde deutlich, daß die Hybridschichten grenzseitig zum Dentin mit kleineren Spalten durchzogen waren und in nur wenigen Dentintubuli Kunststoffzotten vorlagen. Die Ursache hierfür läge in der relativ schwachen Demineralisation der Dentinoberfläche durch die selbstkonditionierenden Adhäsive.

Folgerungen für die beiden Adhäsivsysteme Resulcin AquaPrime und MonoBond und Solist in Bezug auf die eigene Studie

Generell läßt sich sagen, daß in allen genannten Studien höhere Werte für die Scherhaftung erzielt wurden, als in der eigenen Untersuchung. Die eingangs erwähnten unterschiedlichen Versuchsparameter spielen hierbei eine wesentliche Rolle:

- In keiner einzigen der aufgeführten Versuchsreihen wurden die Dentinoberflächen mit einem Körnungsgrad größer als 600 bearbeitet. *Finger* berichtet 1988, daß die Rauigkeit von Dentinoberflächen eine entscheidende Rolle für die Scherhaftung spielt. Je höher die Körnung, desto geringer ist die Haftung (*Mowery et al.*, 1987). Die kleinsten Haftwerte finden sich bei einem Grad von 600. Das Siliziumcarbidpapier hinterläßt eine Hauptrichtung der Schleifspuren, findet nun eine Abscherbewegung in Richtung dieser Spuren statt, so resultiert eine geringere Haftung, als wenn in rechtwinkliger Richtung zu dem Verlauf abgesichert wird. Um möglichst einheitliche Oberflächen zu schaffen wurden die Proben in der eigenen Studie mit Hilfe von Poliertonerde poliert. Es wurde ein Zustand möglichst geringer Oberflächenvergrößerung geschaffen und die Komponente der mikromechanischen Haftung am Dentin weitestgehend ausgeschlossen. Unter diesen extremen Bedingungen mußten sich die beiden untersuchten Adhäsive behaupten. Die dadurch verringerten Haftfestigkeitswerte müssen bei vergleichen mit anderen Studien berücksichtigt werden.

- Bei in vitro Studien mit dem biologischen Substrat Dentin ist eine Übertragbarkeit der Ergebnisse auf die in vivo Situation nur möglich, wenn innerhalb der Versuchsreihe alles für eine möglichst perfekte Simulation der realen Gegebenheiten getan wird. Hierzu gehört unter anderem die Simulation des Liquorflusses unter Druck mit den unterschiedlichsten Medien, wie es immer wieder von zahlreichen Autoren gefordert wird (*Attin et al.*, 1997, *Augustin et al.*, 1998, *Elhabashy et al.*, 1993 und *Nikaido et al.*, 1995). In der eigenen Studie wurde ein pulpaler Druck mit einer Flüssigkeitssäule von 60 cm gewählt, als Medium zur Liquorsimulation diente Ringerlösung. Nach 60 Sekunden Wartezeit ließ sich stets ein deutlicher Liquorfluß verzeichnen. Das Dentin zeigte eine Dunkelverfärbung seiner Oberfläche, sowie vereinzelte Liquorbläschen. Wurde nun entgegen den Herstellerangaben eine Konditionierung des Dentins durch 36%ige Phosphorsäure vorgenommen, so war ein Maximum an Dentinpermeabilität zu verzeichnen. Durch Säureätzung wird der Smear Layer sowohl vom intertubulären Dentin als auch von den Dentinkanälchen entfernt (*Pashley et al.*, 1981). *Prati et al.* (1992) beschreiben einen Anstieg der Permeabilität um 61,1% nach Vorbehandlung durch ein H_3PO_4 -Gel, auch *Pashley et al.* (1993) verzeichnen in ihrer Studie ähnliche Werte. In keiner der angeführten Vergleichsstudien wurde eine Simulation des Liquordrucks vorgenommen, gleichwohl es hinreichend dokumentiert ist, daß der hydrostatische, pulpal Druck zu einer Reduktion der Haftwerte vieler Dentinadhäsive führt (*Mitchem et al.*, 1988, *Tao et al.*, 1989, *Prati et al.*, 1991). Insbesondere nach Entfernung der Schmierschicht soll die Liquorflüssigkeit in den offenen Dentinkanälchen zu einer Schwächung der Haftkraft beitragen. Da die Dentinstrukturen von Zähnen humaner Herkunft nicht mit denen tierischer Herkunft vergleichbar sind, sollten Haftfestigkeitsuntersuchungen vorzugsweise an menschlichen Zähnen durchgeführt werden (*Mason et al.*, 1996). Mehrere Autoren weisen an tierischem Substrat im Vergleich zu humanem Material eine deutlich geringere Haftkraft von Dentinadhäsiven nach (*Retief et al.*, 1990, *Gray et al.*, 1991, *McGuckin et al.*, 1991). Keinesfalls darf die Lokalisation des verwendeten Dentins bei der Auswertung der ermittelten Ergebnisse unberücksichtigt bleiben. Maximale Haftwerte lassen sich an oberflächlichem, trockenem Dentin erzielen, in der eigenen Versuchsreihe handelte es sich jedoch um mittleres bis tiefes Dentin. Nahe der Pulpa erhöht sich die Anzahl der Dentinkanälchen von etwa 20.000/mm² auf bis zu 45.000/mm², auch der Durchmesser der Kanälchen steigt von 0,8 µm nahe der Schmelz-Dentingrenze auf einen Wert von ungefähr 1,9 µm an (*Lucena-Martin et al.*, 1999). In dieser Zone sind die Adhäsive einer größeren Menge an Liquorflüssigkeit sowie einem höheren pulpalen Druck ausgesetzt (*Tao et al.*, 1991), folglich ist die hydrolytische Degradation des Haftvermittlers durch die Dentinflüssigkeit erleichtert (*Pashley*, 1991 a). Aktuelle Dentinhaftvermittler sind stärker hydrophil als das ihre Vorgänger waren, bleiben jedoch sensibel gegenüber einem Zuviel an Feuchtigkeit, der sogenannten "übernassen" Situation. Die Adhäsiv-Kunststoffe sind dann unter Umständen nicht in der Lage, wirksam mit dem Wasser um die Kollagenfaser-Oberfläche zu konkurrieren. Innerhalb des Kollagennetzes könnte das zurückbleibende Wasser die Polymerisation des HEMA einschränken, welches sich in einer Qualitätsminderung der Hybridschicht auswirkt (*Szep et al.*, 2001). Auf Wasser basierende Adhäsive sind weniger gut geeignet um feuchte Oberflächen zu penetrieren. Wasser weist einen wesentlich höheren Dampfdruck auf als HEMA. Am Ende soll im Idealfall auf der Oberfläche und in der Schicht unter der Oberfläche bis zur vollen Tiefe des demineralisierten Dentins nur HEMA vorhanden sein (*Lambrechts et al.*, 2001). Um eine Wasser-Übersättigung durch Applikation eines Primers auf Wasserbasis zu vermeiden, ist es besser, das Dentin nach dem

Konditionierungsschritt behutsam zu trocknen. In der eigenen Studie war dies aufgrund der Liquorsimulation und der gesteigerten Permeabilität nach dem Ätzzvorgang nur eingeschränkt möglich. Diese Tatsache mag die niedrigeren Scherkräfte für das System Resulcin *AquaPrime* und *MonoBond* im Vergleich zu dem Haftvermittler *Solist* erklären. Bei der Anwendung acetonhaltiger Lösungsmittel hingegen scheint das feuchte sogenannte "Moist Bonding" essentiell zu sein.

- In vitro Studien können nur bedingt die Wirkung eines natürlichen Alterungsprozesses, wie er sich innerhalb der Mundhöhle vollzieht, simulieren. Eine Möglichkeit der künstlichen Alterung ist das "Thermocycling", die sogenannte Temperaturwechselbelastung. Hierbei werden die Dentinproben extremen Temperaturschwankungen ausgesetzt. Die ISO (ISO TR 11405, 1994) fordert für die beschleunigte Alterung im Rahmen von Scherfestigkeitsuntersuchungen bezüglich der Adhäsionskraft an Zahnstrukturen eine Anzahl von 500 Zyklen in Wasser zwischen 5°C und 55°C. In der eigenen Untersuchungsreihe wurden die Proben jeweils 5000 Temperaturwechselzyklen zwischen 5°C und 55°C ausgesetzt, ehe die Haftfestigkeit ermittelt wurde. Miyazaki *et al.* stellten in einer Testreihe von 1998 fest, daß bei allen untersuchten Bonding Systemen eine Abnahme der Scherhaftung in Abhängigkeit von der Anzahl an Zyklen zu verzeichnen war. Die Proben vollzogen den Wechsel zwischen den beiden Wasserbädern bis zu 30.000 mal. Mit steigender Anzahl an Belastungen nahm in der Gruppe der "self-priming" - Adhäsive der Anteil an Proben zu, die einem kohäsiven Reißmodus im Dentin folgten. Die selbstkonditionierenden Primer hingegen, zeigten unabhängig von der Anzahl der Zyklen, stets einen Frakturverlauf innerhalb der Bondingschicht. Miyazaki *et al.* suchten die Erklärung für dieses Bruchverhalten in dem durch Sano *et al.* (1998) beschriebenen "Nanoleakage"-Phänomen. Kommt es nach Konditionierung der Dentinoberfläche nicht zu einer vollständigen Infiltration des freigelegten Fasergeflechtes im Dentin, so verbleibt eine Schicht ungeschützten Kollagens. Es entstehen etwa 50 nm große Porositäten, die sich zwischen dem unveränderten Dentin und dem oberflächlichen, kollagenreichen Fasernetzwerk befinden. Eine unvollständige Penetration dieser demineralisierten Zone durch Adhäsivmonomere, führt zu einer Abnahme der Scherhaftung (Dörfer *et al.*, 2000). Diese Region ist anfällig für eine hydrolytische Degradation nach Langzeitlagerung in Wasser, beziehungsweise einer Alterung durch Thermocycling. Laut Miyazaki sind Dentinoberflächen, die durch Phosphorsäure konditioniert wurden weitaus anfälliger für eine Degradation als dies bei selbstätzenden Produkten der Fall ist. Porositäten im Sinne eines Nanoleakage seien hier nahezu auszuschließen, da der selbstkonditionierende Primer, das Kollagen in dem Maße infiltriert, wie er auch die anorganischen Bestandteile des Dentins demineralisiert. Zur Reduktion der Haftkraft trägt auch das heiße Wasser (55°C), daß im Rahmen des Thermocyclings eingesetzt wird bei. Dies soll die Hydrolyse des Kollagengeflechtes noch beschleunigen und zu einer Ausschwemmung von mangelhaft polymerisierten Dentinadhäsiv-Oligomeren führen. Keinesfalls jedoch führe die Temperaturwechselbelastung zu einem Anstieg des Nanoleakage, da dieses Phänomen abhängig vom Bonding-Prozeß ist und nicht von einer späteren Alterung (Dörfer *et al.*). Auch Marx *et al.* (1998) versuchen in ihrer Studie den Einfluß des Mundmilieus auf die Langzeitstabilität des Dentin-Kompositverbundes zu berücksichtigen. Hierzu lagerten die Proben für 30, 90 und 150 Tage in einem Korrosionsbad. Während als 1-Tageswerte (24 h Trockenlagerung) zum Teil sehr hohe Anfangsfestigkeiten ermittelt wurden, zeigte sich schon nach 30tägiger Lagerung im korrosiven Bad ein deutlicher Abfall der Dentinhaftung.

Insbesondere für die "One bottle"-Dentinhaftvermittler wurde ein Haftfestigkeitsverlust von teilweise über 50% ermittelt. Somit kommen *Marx et al.* nach künstlicher Alterung der Dentinproben für das Adhäsivsystem *Solist* zu ebenso niedrigen Haftwerten wie sie in der eigenen Studie zu finden waren. Auch wenn es schwierig ist Voraussagen über die klinische Langlebigkeit eines Adhäsivsystems anhand von Labortests zu machen, so geben Verfahren der künstlichen Alterung immerhin einen Hinweis auf deren tatsächliches in vivo Verhalten (*Miyazaki et al.*).

B) Untersuchungen der Randverhältnisse

Von jeher ist es ein zentrales Ziel der Adhäsivtechnik, einen innigen Verbund zwischen dem Füllungsmaterial und den Kavitätenwänden des Zahnes zu sichern. Durch eine möglichst spaltfreie Restauration sollen sowohl "Mikroleakage" als auch der Einstrom von Mundhöhlenpathogenen beziehungsweise deren Metaboliten verhindert werden. Die Folgen einer Spaltbildung am Füllungsrand sind postoperative Sensibilitäten und die baldige Bildung von Sekundärkaries. Finden sich Spalten an anderen Stellen der Kavitätenwände so können auch diese bei Belastung der Restauration zu Überempfindlichkeiten der Pulpa und zu einem beschleunigten Versagen der Randsichtigkeit führen (*Hannig et al.*, 2001). Da alle auf dem Markt befindlichen Composite und auch Kompomere während der Aushärtung schrumpfen, muß ein Adhäsivsystem den durch die Polymerisation entstehenden Kräften standhalten können (*Blunck et al.*, 1999). Der Grenzwert für einen erfolgreichen Randschluß im Dentin liegt bei einer Haftkraft von knapp über 20 MPa (*Davidson et al.*, 1984, *Asmussen et al.*, 1985). *Davidson et al.* (1984) ermittelten den genannten Grenzwert in einer in-vitro Studie, hierzu wurden Klasse V Kavitäten an extrahierten humanen Zähnen präpariert und im Anschluß die sich wandelnde Kontraktionsspannung eines applizierten Komposits im Verlauf seiner Polymerisation beobachtet. Schließlich wurde das Randschlußverhalten untersucht und der Vergleich zu einem linearen Modell gezogen, in dem das Komposit lediglich auf eine Dentscheibe appliziert wurde. Laut *Davidson et al.* (1984) steht der erzielte Haftverbund zum Dentin in Abhängigkeit zum jeweiligen Kavitätdesign. Auch *Asmussen et al.* (1985) gelangten aufgrund einer in-vitro Studie zu der geforderten Haftkraft zum Dentin von 20 MPa. Insofern ist die angegebene Mindesthaftung für einen erfolgreichen Randschluß zum Dentin mit Sicherheit richtungsweisend, berücksichtigt aber viele Einflüsse, wie beispielsweise den Dentinliquorfluß, wie er in der klinischen Situation besteht, in keiner Weise.

So ist es nicht nur mit Hilfe von Haftfestigkeitsstudien, sondern auch durch gezielte Randspaltuntersuchungen möglich, eine Aussage über das spätere klinische Verhalten eines Dentinhaftvermittlers zu treffen.

Das Adhäsivsystem *Resulcin AquaPrime* und *MonoBond*

In Tabelle 17 werden Studien aufgeführt die sich mit dem Haftvermittler *Resulcin* bezüglich seines Randspaltverhaltens auseinander gesetzt haben.

Tabelle 17. Übersicht der Versuchsmodalitäten und Ergebnisse verschiedener Randspaltuntersuchungen für das Adhäsivsystem: *Resulcin AquaPrime und MonoBond*

<i>Resulcin AquaPrime und MonoBond</i>	Blunck et al. 1999	Reinhardt 1997	Hannig et al. 1999	Hannig et al. 2001
Simulation	In Vitro	In Vitro	In vitro	In Vivo / In Vitro
Herkunft der Zähne	Human	Human	Human	Human
Kavitätenform	Kl. V koronal im Schmelz und zervikal im Dentin bzw. Zement	Klasse II mod Dentinbegrenzt	Klasse II schmelzbegrenzt	Klasse I Bukkal bzw lingual 1 vor Extr. 1 nach Extr.
Anwendung des Dentinadhäsivs	Nach Herstellerangaben	Nach Herstellerangaben	Nach Herstellerangaben	Nach Herstellerangaben
Komposit	Revolcin Fil	Revolcin Fil	Ecusit Composite	MFR-Merz
Alterung der Proben	21 d in H ₂ O und Thermocycling 2000 Zyklen 5-55°C	3000 Wechselbelastungen 250 N Prüflast Frequenz 1 Hz In Methylenblau	Thermocycling 2500 Zyklen 5-55°C 5000 Wechsel- belastungen Prüflast 100 N	Keine
Untersuchung des Randspaltes	Replikatechnik REM 200fach	Visuell bzw. lichtmikroskopisch	Replikatechnik REM 320fach	Scheibenschnitt Replikatechnik REM 640fach
Beurteilung	<u>Im Dentin:</u> in 94% kontinuierliche Ränder <u>Im Schmelz:</u> in 96% kontinuierliche Ränder	Dichter Randschluß gewährleistet	<u>Ohne Belastung:</u> in 93,2% perfekte Ränder <u>Nach Belastung:</u> in 92% perfekte Ränder	Mittlere Häufigkeit von Randspalten im Dentin: In Vivo 33,3% In Vitro 20%

Hannig et al. untersuchten 1999 das Randschlußverhalten im Schmelz von *Resulcin* an 24 humanen Molaren die mit genormten Klasse II Kavitäten versehen wurden. Die Präparationsgrenzen waren auch approximal im Schmelz lokalisiert und wurden stets mit einer 0,5 mm breiten Anschrägung versehen. Auch nach thermomechanischer Belastung kam es zu keiner signifikanten Verschlechterung der Füllungsqualität, nur in 6% der Fälle konnte ein Randspalt nachgewiesen werden. Die Randspaltanalyse mit dem Rasterelektronenmikroskop konzentrierte sich auf die approximalen Bereiche, da es in diesem Teil der Füllung nach Belastung der Restauration am ehesten zu marginaler Desintegration kommt (*Bott et al.*, 1995). Bei der Interpretation der erzielten Ergebnisse, ist laut *Hannig et al.* insbesondere die Anschrägung der Präparationsgrenze im Schmelz zu berücksichtigen. Eine solche Kavitätengestaltung führe zu einer gesteigerten Mikroretention und einem verbesserten Randschluß (*Munehika et al.*, 1984, *Moore et al.*, 1988). Klasse II Kompositrestaurationen ohne eine solche Abschrägung, führten *Bott et al.* zu Folge unter gleichen Laborbedingungen zu einer Steigerung der marginalen Spalten auf 38,3% der begutachteten Proben. In einer weiteren Studie von *Hannig et al.* (2001) wurde das selbstätzende Adhäsivsystem *Resulcin AquaPrime und MonoBond* erneut auf seine Tauglichkeit hin geprüft. Diese untersucht die durch das System vermittelte Dentinanbindung, sowohl in vivo als auch unter Laborbedingungen. Hierzu wurden nicht erhaltungswürdige 3.Molaren ausgewählt und vor ihrer Extraktion unter Lokalanästhesie mit einer bukkalen oder lingualen schmelzbegrenzten Kavität versehen. Diese wurde dann mit Hilfe des Adhäsivsystems *Resulcin* und dem Komposit *MFR-Merz* verschlossen. Nach Extraktion des Zahnes wurde eine zweite Füllung an der noch unversehrten Gegenseite gelegt. *Hannig et al.* nahmen erneut elektronenmikroskopische Untersuchungen vor, zuvor

jedoch wurde der jeweilige Zahn in koronal-zervikaler Richtung geteilt, um die nun frei liegende Verbundfläche von Komposit und Dentin beurteilen zu können. Im Gegensatz zu den Randspaltuntersuchungen im Schmelz, zeigte keiner der in vivo gefüllten Molaren eine absolut spaltfreie Anbindung zum Dentin. Der Qualitätsunterschied zwischen den beiden Versuchsgruppen sei laut *Hannig et al.* statistisch signifikant. Die geringere Häufigkeit der Randspalten innerhalb der Laborgruppe sehen die Autoren im Zusammenhang mit dem Fehlen eines hydrostatischen, pulpalen Drucks und einer geringeren Oberflächenfeuchtigkeit im avitalen Dentin. Verhindern diese doch in vivo die innige Interaktion von Adhäsiv und Dentinegewebe (*Prati et al.*, 1992, *Jacobsen et al.*, 1993). Weiterhin wurde deutlich, daß das heterogene Substrat Dentin je nach Qualität offensichtlich unterschiedlich gute "Bonding"-Eigenschaften besitzt. Korrelierte doch bei mehreren Zähnen sowohl klinisch als auch im Labor die Neigung zur Spaltbildung. Konnten *Hannig et al.* in ihrer ersten Studien von einem stabilen und dauerhaften Randschluß zwischen Schmelz und Komposit sprechen, so stellt sich die Situation im Dentin gänzlich anders dar. Weder in vivo noch in vitro war eine absolut spaltfreie Verbindung mit Hilfe des Haftvermittlers *Resulcin* zum Dentin reproduzierbar und dauerhaft zu erreichen.

Sowohl *Reinhardt* als auch *Blunck et al.* kamen in ihren Untersuchungen zu gänzlich anderen Ergebnissen bezüglich der Randqualität. *Reinhardt* konnte trotz 3000 Wechselbelastungen an den dentinbegrenzten Kavitäten keinerlei Unregelmäßigkeiten verzeichnen. Jedoch prüfte dieser die einzelnen Proben lediglich lichtmikroskopisch und bezeichnet schließlich in allen Fällen den dichten Randschluß als gewährleistet. In einer weiteren Studie von 1998 zeigen *Reinhardt et al.* auf, daß bei mit *Resulcin AquaPrime* und *MonoBond* gelegten Kompositfüllungen nach 18 Monaten Wasserlagerung bei 37°C im Farbstoffpenetrationstest keine Verfärbungen am Füllungsrand auftraten. Eine Schwächung des Kunststoff-Dentin-Verbundes durch Hydrolyse schließt der Autor somit weitestgehend aus. Auch *Blunck et al.* ziehen aus ihrer Untersuchung einen ganz ähnlichen Schluß. Diese sprechen sowohl im Schmelz als auch im Dentin, bei Medianwerten von 96 und 94 % von einem hohen Anteil perfekter Randqualität, trotz fehlender separater Schmelzzätzung.

Das Adhäsivsystem Solist

In Tabelle 18 werden Studien aufgeführt die sich mit dem Haftvermittler *Solist* bezüglich seines Randspaltverhaltens auseinander gesetzt haben.

Tabelle 18. Übersicht der Versuchsmodalitäten und Ergebnisse verschiedener Randspaltuntersuchungen für das Adhäsivsystem: *Solist*

<i>Solist</i>	Reinhardt 1997	Finger et al. 1996
Simulation	In Vitro	In vitro
Herkunft der Zähne	Human	Human
Kavitätenform	Klasse II mod dentinbegrenzt	In approximalem Dentin 1,5mm tief, Ø 3,5mm
Anwendung des Dentinadhäsivs	Nach Herstellerangaben	Nach Herstellerangaben
Komposit	Revolcin Fil	Pekafill
Alterung der Proben	3000 Wechselbelastungen 250 N Prüflast Frequenz 1 Hz In Methylenblau	Keine
Untersuchung des Randspaltes	Visuell bzw. lichtmikroskopisch	Lichtmikroskop 500fach Randspalten wurden vermessen
Beurteilung	Dichter Randschluß gewährleistet	Keine der Proben war spaltfrei

Reinhardt wählte für seine Untersuchungen der Randverhältnisse für den Haftvermittler *Solist* wie schon in früheren Studien (*Reinhardt*, 1989 a und b) einen Farbstoffpenetrationstest, da dieser auch den Nachweis dynamischer, das heißt sich unter Belastung öffnender Spalten zuläßt. Die Bedingungen solcher Randspaltstudien differieren im Vergleich zu Scherfestigkeitsversuchen insbesondere im apikal dentinbegrenzten Bereich der Klasse-II-Füllungen. Bei der Präparation für die Scherkraftuntersuchungen werden die Dentinkanälchen nahezu senkrecht angeschnitten und den Haftvermittlern, wird zumindest nach Entfernung der Schmierschicht eine Verankerungsmöglichkeit geboten. Im zervikalen Füllungsbereich hingegen fehlt diese, da hier Präparationsrichtung und Dentintubuli weitgehend parallel verlaufen. So erläutert *Reinhardt*, daß weder ein hoher Haftwert einen belastbaren Randschluß garantiert, noch hierzu unbedingt Verbundfestigkeiten von über 20 MPa erforderlich sind. Während Produkte mit 15,0 respektive 16,8 MPa Scherfestigkeit im zervikalen Bereich durchaus einen dichten, belastbaren Randschluß gewährleisteten, konnte dies für solche mit 23,7 beziehungsweise 29,4 MPa nicht uneingeschränkt nachgewiesen werden. Wie bereits in Abschnitt 5.1.2.A) erwähnt ließen sich die Haftwerte für das System *Solist* auf bis zu 20 MPa steigern, wenn nach dem "Naßverfahren" gearbeitet wurde, also das Auftragen des Haftvermittlers auf eine wasserglänzende Oberfläche erfolgte. Trotz der höheren Scherfestigkeiten rät der Autor strikt von einer derartigen Anwendung ab, da in dieser Versuchsgruppe eine hohe Quote von Spaltbildungen zu verzeichnen war. Offenbar spielen andere Faktoren bei der Güte des Randschlusses eine größere Rolle als die Scherfestigkeit. *Reinhardt* führt dies aufgrund eigener Beobachtungen auf den komplizierten Trocknungsprozeß solcher Produkte zurück. Wird zu kurz getrocknet, verbleibt Wasser; wird zu lange geblasen, verschwinden funktionelle Bestandteile; wird zu heftig geblasen, fehlt danach der Haftvermittler generell. Das Ergebnis sei in jedem Fall das gleiche - ein kaum belastbarer Verbund zum Dentin. Ungeachtet dieser Anwendungsschwierigkeiten sei laut *Reinhardt* auch nach 3000 Lastwechseln ein dichter Randschluß durch das Produkt *Solist* gewährleistet.

Finger et al. hingegen konnten in ihrer Studie von 1996 bei keiner der sechs untersuchten Füllungen einen spaltfreien Randschluß nachweisen. Die einzelnen Proben wurden nach dem Entfernen des Kompositüberschusses maximal 5 Minuten bei einer 500fachen Vergrößerung mit Hilfe eines Lichtmikroskops inspiziert. Trotz Scherfestigkeiten um 15 MPa war die Breite der Randspalten unerwartet hoch, es fanden sich Werte bis zu 9,1 µm. Die schlechte marginale Qualität führen die Autoren auf die selbstätzende Komponente des *Solist* zurück. Der Haftvermittler soll nach Phosphorsäureätzung im Schmelz aus dem bereits bestehenden Ätzprofil weiterhin Hydroxylapatit-Ionen lösen. Diese Calciumsalze schlagen sich auf der Schmelzoberfläche nieder und maskieren das primär vorhandene Ätzmuster. In Folge sei die Wechselwirkung zwischen Zahnhartsubstanz und Adhäsivflüssigkeit deutlich eingeschränkt.

C) Untersuchungen der Ätzwirkung am Schmelz beziehungsweise am Dentin

Einige Autoren untersuchten die beiden Haftvermittler auch auf ihre Oberflächenwirksamkeit hin. Es stellt sich die Frage, ob mit Hilfe von selbstkonditionierenden Adhäsiven eine ähnlich zufriedenstellende Ätzwirkung sowohl im Schmelz als auch im Dentin zu erzielen ist, wie dies bislang durch die Anwendung von Phosphorsäure gewährleistet wurde. Die Ätzung einer gereinigten Schmelzoberfläche mit Phosphorsäure für 30 bis 60 Sekunden führt zur Ausprägung eines charakteristischen Ätzreliefs (*Frankenberger*, 2001). Adhäsive ohne einen separaten Ätzschritt erreichen dem Autor zufolge durch ihre selbstkonditionierenden Primer beziehungsweise All-In-One-Lösungen teilweise verblüffend ähnliche Ergebnisse im Schmelz, wie die Phosphorsäureätzung. Laut *Haller et al.* (2003) hingegen sind die mit selbstkonditionierenden Monomerlösungen erzeugten Ätzmuster und Kunststoff-Schmelz-Interaktionsmuster deutlich schwächer ausgeprägt, als die bei Phosphorsäureätzung. Die

Bedeutung dieser Unterschiede für Randschluß, Randverfärbungen und Füllungsretention sei jedoch ungewiß. Eine erfolgreiche Ätzung im Dentin ist durch die Entfernung oder die Demineralisation des Smear Layers gekennzeichnet. Hierbei müssen ausreichend gesunde Kollagenfasern freigelegt werden, so daß eine Umhüllung und Versiegelung der Dentinoberfläche durch den Haftvermittler ermöglicht wird (*Eick et al.*, 1997). Säurehaltige Konditionierer demineralisieren das Dentin auf eine Mindesttiefe von 2-5 µm (*Van Meerbeek et al.*, 1992). Limitierend auf die Demineralisationstiefe wirken sich sowohl die Art und die Stärke der Säure, die Einwirkzeit, sowie die Pufferkapazität des Dentins aus (*Uno et al.*, 1995). Die aktuellen One-bottle Präparate seien laut *Eick et al.* durchaus in der Lage eine Demineralisierung nicht nur der Schmierschicht sondern auch der obersten Anteile des zugrundeliegenden Dentins zu bewirken.

Das Adhäsivsystem *Resulcin AquaPrime* und *MonoBond*

In einer Studie von 2000 untersuchten *Hannig et al.* sowohl die Ätzwirkung des Haftvermittlers *Resulcin AquaPrime* und *MonoBond* als auch die Verbundfläche zwischen dem Adhäsiv und der Zahnhartsubstanz Schmelz. Hierzu wurden die bukkalen Oberflächen von extrahierten humanen Molaren plan geschliffen und poliert. *Resulcin* wurde nach Herstellerangaben aufgetragen, jedoch nach der vorgeschriebenen Einwirkzeit von der Schmelzoberfläche mit Hilfe von Wasser abgespült. Alle Proben wurden rasterelektronenmikroskopisch untersucht. Die Autoren beschreiben nach Anwendung des Adhäsivs die Ausbildung eines ausgeprägten Ätzprofils, andere in dieser Studie untersuchte Haftvermittler erzeugten hingegen ein lediglich "seichtes" Muster. Auch wenn *Resulcin* eine vergleichsweise gute Oberflächenwirksamkeit aufzeigte, sei dessen Wirkung nicht mit dem vertrauten, durch Phosphorsäure im Schmelz erzielten Ätzprofil vergleichbar. Mit Hilfe von Längsschnitten konnte ebenfalls die Verbundzone elektronenmikroskopisch beurteilt werden. Hierbei fanden sich Bonding-Tags mit einer Länge bis zu 5 µm, die auf eine gute Anbindung zum Schmelz schließen lassen. Offenbar ist ein ineinandergreifen innerhalb der nur wenige Nanometer großen Zwischenräume von Adhäsiv und kristallinem Schmelzanteil für das Potential der selbststützenden und -primenden Adhäsive verantwortlich. Denn das Ätzprofil läßt laut *Hannig et al.* eine solche Verbundqualität nicht erwarten. *Reinhardt* (1997) hingegen verzeichnet an Schmelzoberflächen nach Einwirkung von *Resulcin* im Rasterelektronenmikroskop die gleichen Effekte wie nach einer Phosphorsäureätzung. Der pH-Wert des mit Wasser angemischten *AquaPrimes* lag nach Messungen bei 0,7 und sei laut *Dammaschke et al.* (2000) damit konventionellen Phosphorsäuregelen im Dissoziationsgrad vergleichbar. Auch *Hannig et al.* bewerteten in ihrer Studie von 1999 die Oberflächenwirksamkeit des Haftvermittlers *Resulcin*. Schon bei der makroskopischen Inspektion zeigten die mit *AquaPrime* behandelten Oberflächen ein kalkiges Erscheinungsbild, ähnlich wie es auch klinisch an Schmelzflächen nach vorhergehender Phosphorsäureätzung zu beobachten ist. Elektronenmikroskopische Untersuchungen bestätigten diesen ersten Eindruck. *Hannig et al.* schlußfolgern, daß auch mit Hilfe selbststützender Primer ein guter Randschluß erzielt werden kann. Das Ergebnis sei durchaus mit dem Resultat nach konventioneller Schmelzkonditionierung vergleichbar.

Das Adhäsivsystem *Solist*

In der Studie von 1996 untersuchten *Finger et al.* nicht nur die Randverhältnisse von Kavitäten die mit dem Haftvermittler *Solist* versorgt wurden, sondern zusätzlich jede Probe bezüglich der Oberflächenwirksamkeit des Adhäsivs. Hierzu wurde an jeweils 4 Stellen der Restauration die Schichtdicke des erzeugten Hybrid Layers vermessen. Die Autoren ermittelten Schichtstärken von 2-3 µm Dicke. Diese Werte sprechen für eine deutliche

Demineralisation des Dentins durch *Solist* und sind mit dem Ätzprofil eines 10%igen H_3PO_4 -Gels nach 15-30 Sekunden Einwirkzeit vergleichbar. Zu einer gegensätzlichen Aussage gelangen *Marx et al.* (1998) in ihrer Untersuchung. Durch *Solist* erfolge nur eine relativ schwache Demineralisation der Dentinoberfläche, infolge kam es zur Ausbildung dünnerer Hybridschichten und zu nicht so definierten Kunststoffzotten. Die Entfernung der Schmierschicht durch das selbstkonditionierende Produkt sei nur unzureichend wodurch die Bildung von Kunststoffzotten erschwert und nur eine unvollständige Dentin-Komposit-Interdiffusionszone ausgebildet wird. Daher zeigen die elektronenmikroskopischen Aufnahmen wie bereits unter 5.1.2.A) erwähnt, neben einer deutlich reduzierten Anzahl der Zotten auch Spalten in der Dentin-Komposit-Grenzfläche. Vermutlich gelang es den Bestandteilen des *Solist* nicht, die Schichten demineralisierten Dentins mit den freiliegenden Kollagenfasern vollständig zu durchdringen, urteilten die Autoren.

Wertung :

- Die in vivo nahe Simulation im Rahmen der in vitro Studie führt zu niedrigen Scherkräften. Weder *Resulcin AquaPrime* und *MonoBond* noch *Solist* erzielen ausreichend hohe Haftwerte um eine randspaltfreie Restauration im Dentin zu gewährleisten.
- Vergleichsstudien, die keinerlei Simulation der physiologischen Bedingungen vornahmen erhielten deutlich bessere Ergebnisse für die beiden Adhäsivsysteme. Wurden jedoch die Proben künstlich gealtert beziehungsweise in vivo Untersuchungen getätigt, verschlechterten sich die Werte deutlich.
- Eine Verbesserung der Scherfestigkeit, durch eine zusätzliche Ätzung war in keiner der Untersuchungen festzustellen.
- Sowohl im Schmelz als auch im Dentin erzielen die beiden Haftvermittler eine der Phosphorsäureätzung vergleichbare Wirkung.

5.1.3. Studien mit identischem Aufbau und anderen Materialien

Die beiden Studien von *Hasselmann* (2001) und *Meyers* (2001) sind in ihrer Vorgehensweise mit der eigenen absolut identisch. Auch sie untersuchten jeweils zwei Adhäsivsysteme der 6. Generation. Sowohl *Hasselmann* als auch *Meyers* verwendeten in ihren Versuchsreihen stets einen acetonhaltigen sowie einen auf Wasser basierenden Haftvermittler. Tabelle 19 gibt wieder, welche Dentinadhäsive verwendet wurden.

Tabelle 19. Auflistung der in den Studien von *Hasselman* und *Meyers* verwendeten Produkte

<i>Hasselman (2001)</i>	Adect (Bonadent GmbH, D-Frankfurt)	Acetonbasis
	Clearfil Liner Bond 2V (Kuraray, USA-New York)	Wasserbasis
<i>Meyers (2001)</i>	Futurabond (Voco, D-Cuxhaven)	Acetonbasis
	Prompt L-Pop (3M ESPE, D-Seefeld)	Wasserbasis

Ein Vergleich der eigenen Haftwerte mit den Scherfestigkeiten aus den oben angeführten Studien, ist trotz sich unterscheidender Materialien als sinnvoll zu bezeichnen. Schließlich scheint aufgrund der identischen Versuchsparameter eine Beurteilung der Haftqualität der einzelnen Produkte durchaus objektiv. In Tabelle 20 werden die in den Versuchen ermittelten Scherkräfte sowie deren statistische Auswertung den eigenen Ergebnissen gegenübergestellt.

Tabelle 20. Überblick über die ermittelten Werte und deren statistische Auswertung (Meßwerte in MPa)

Nr.	Produkt	Mittelwert	Standard-abweichung	Medianwert	Minimum	Maximum	Signifikant zu
1	Resulcin	3,79	3,95	2,59	0,28	14,7	5,6,7,8,9
2	Solist	3,83	1,77	3,88	0,68	6,32	8
3	Resulcin*	3,48	2,04	3,36	0,37	7,83	5,6,7,8,9
4	Solist*	4,87	2,49	5,44	0,96	9,31	-
5	Clearfil	7,04	4,83	7,64	0,28	14,8	1,3,11
6	Adect	6,00	3,01	5,42	0,28	11,8	1,3,11
7	Clearfil*	6,00	2,42	5,57	2,3	9,93	1,3,11
8	Adect*	6,82	3,28	7,43	0,76	12,7	1,2,3,11
9	Prompt	5,77	2,29	6,03	0,7	2,29	1,3,11
10	Futura	4,67	3,29	3,44	0,28	9,88	-
11	Prompt*	3,05	1,79	2,52	0,28	7,58	5,6,7,8,9
12	Futura*	5,84	4,55	5,6	0,28	14,9	-

*mit zusätzlicher Ätzung

Keines der untersuchten Adhäsivsysteme erreichte die in der Literatur als Grenzwert für einen erfolgreichen Randschluß im Dentin geforderten 20 MPa Haftkraft (**siehe Abschnitt 5.1.2 B**). Die drei wasserhaltigen Haftvermittler *Resulcin AquaPrime* und *MonoBond*, *Clearfil Liner Bond 2V* und *Prompt L-Pop* reagieren allesamt äußerst empfindlich auf eine übernasste Situation während ihrer Verarbeitung. Nach Konditionierung der Dentinoberfläche mittels Phosphorsäure, was stets zu einem Maximum an Dentinpermeabilität führte, zeigen alle drei Produkte eine deutliche niedrigere Scherfestigkeit. Allerdings ist diese Tendenz nur im Falle des *Prompt L-Pop* statistisch signifikant. Die drei in Aceton gelösten Materialien, nämlich *Solist*, *Adect* und *Futurabond* weisen ein hierzu konträres Haftverhalten auf. Die Aussage, daß ein Moist-Bonding für acetonhaltige Präparate essentiell sei (**siehe Abschnitt 5.1.2. A**),

wird durch die genannten Studien durchaus bestätigt. Denn mit einer zusätzlichen Ätzung zeigen diese eine gesteigerte mittlere Haftung, wenn auch der Unterschied in keinem der Fälle signifikant ist. Mit einem Mittelwert von 7,04 MPa schneidet das wasserhaltige System *Clearfil Liner Bond 2V* am besten ab, wenn es nach Herstellerangaben, das heißt ohne zusätzliche Ätzung des Dentins angewandt wurde. Besonders schlechte Haftqualitäten weist das Dentinadhäsiv *Resulcin AquaPrime* und *MonoBond* auf. Die erzielten Scherfestigkeiten sind sowohl ohne als auch mit zusätzlicher Ätzung signifikant niedriger als die der anderen untersuchten Produkte. Unterboten wird der Wert nach zusätzlicher Konditionierung nur noch durch das ebenfalls auf Wasser basierende *Prompt-L-Pop*, welches lediglich eine Haftung von 3,05 MPa erzielt. Auch das acetonhaltige *Solist* erzielte nur geringe Scherkräfte am Dentin, die Diskrepanz zu den beiden Präparaten *Adect* und *Futurabond* ist statistisch nicht signifikant, nur mit zusätzlicher Ätzung schneidet *Adect* mit einem Wert von 6,82 MPa scheinbar besser ab.

Wertung :

- Keines der sechs getesteten, aktuellen Dentinadhäsive erzielt eine Scherfestigkeit, die einen erfolgreichen Randschluß zum Dentin garantieren konnte.
- *Resulcin AquaPrime* und *MonoBond* liefert die vergleichsweise schlechtesten Werte. Eine zusätzliche Ätzung führte, wie bei allen anderen auf Wasser basierenden Systemen, zu einer schlechteren Anbindung an die Dentinoberfläche.
- Auch *Solist* erzielt nur geringe Scherfestigkeiten, bestätigt aber im Vergleich die Einstufung der acetonhaltigen Präparate als "Wet-Bonding"-Adhäsive. Die erhöhte Dentinpermeabilität nach Konditionierung der Probenoberfläche führt in allen drei Fällen zu höheren Haftwerten.
- Eine zusätzliche Ätzung führt nicht ursächlich zu einer besseren Dentinanbindung, sondern bestätigt lediglich, daß ein "Moist-Bonding" für acetonhaltige Präparate essentiell zu sein scheint; auf Wasser basierende Produkte hingegen scheitern an der für sie "übernassen" Situation.

5.1.4. Studien, die sowohl im Aufbau als auch in den Materialien von der eigenen Untersuchung abweichen

Zahlreiche Neuentwicklungen überschwemmen regelrecht den Dentalmarkt und so ist es nicht verwunderlich, daß viele weitere Produkte im Bereich der selbstkonditionierenden Dentinadhäsive durch die unterschiedlichsten Hersteller erhältlich sind. Auch diese werden selbstverständlich in der aktuelleren wissenschaftlichen Literatur auf ihre Qualitätseigenschaften hin bewertet. Um die Ergebnisse der eigenen Studie in einem größeren Zusammenhang beurteilen zu können, werden neben den beiden Untersuchungen von *Hasselmann* (2001) und *Meyers* (2001) zusätzlich drei weitere Versuchsreihen, die sich mit anderen, ebenfalls selbstätzenden Präparaten auseinandersetzen, diskutiert. Tabelle 21 gibt eine Übersicht über die untersuchten Dentinhaftvermittler, sowie über die variierenden Versuchsparameter, die in den einzelnen Studien gewählt wurden.

Tabelle 21. Übersicht über drei weitere Studien, die sich mit selbstätzenden Dentinadhäsiven beschäftigen

Studie	Yoshiyama et al. 1998	Moodley et al. 2000	Kimochi et al. 1999
Dentinadhäsiv	<i>Fluoro Bond</i> , Shofu	<i>Prime&Bond NT</i> + <i>Non-Rinse Conditioner</i> , De Trey	<i>Unifil Bond</i> , GC
Zusammensetzung	Wasserbasis	Acetonbasis	Ethanol-/Wasserbasis
Simulation	In vitro	In vitro	In vitro
Herkunft der Zähne	Human	Human	Human
Liquorsimulation	Nein	Nein	Nein
Anwendung des Dentinadhäsivs	Nach Herstellerangaben	Nach Herstellerangaben	Nach Herstellerangaben
Alterung der Proben	Nein	Nein	Nein
Bestimmung der Haftfestigkeit	Miniaturnagversuch, an 5 Stellen jedes Zahnes: a) Schmelz b) koronales Dentin c) zervikales Dentin d) mittleres Wurzelndentin e) apikales Wurzelndentin	Scherfestigkeit 0,5mm/min	Miniaturnagversuch: a) im gesunden Dentin b) im kariösen Dentin
Haftwerte	In MPa: a) 19,1 d) 29,3 b) 30,5 e) 22,0 c) 30,0	12,8 MPa	In MPa: a) 33,4 b) 11,0
Untersuchung des Randspaltes	-	-Zylindrische Kavitäten -500 Zyklen Thermocycling in Fuchsin-Lsg. -Licht-mikroskopisch	-
Beurteilung des Randspaltes	-	Im Dentin: 13 von 15 Proben undicht Im Schmelz: 2 von 15 Proben undicht	-
Untersuchung der Dentinanbindung	REM im Längsschnitt, Beurteilung der Anbindung: Hybrid Layer 1µm Resin Tags 5-7 µm	Confocal Scanning Laser Microscope, Beurteilung der Anbindung: Hybrid Layer 2 µm	REM im Längsschnitt Beurteilung der Anbindung: Hybrid Layer 1-2 µm Resin Tags 2-3 µm

In ihrer Studie von 1998 untersuchen *Yoshiyama et al.* die Haftqualitäten des Adhäsivsystems *Fluoro Bond*. Trotz einer nur dünnen Hybridschicht von durchschnittlich 1 µm erzielt das System mittlere Haftwerte von 30,5 MPa im koronalen Dentin. Da der Anteil an Patienten mit zervikalen Erosionen, Abrasionen und Wurzelkaries signifikant zunimmt, untersuchten die Autoren ebenfalls die Wirksamkeit des *Fluoro Bond* im menschlichen Wurzelndentin. Bereits *Nakajami et al.* (1991) ermitteln in ihrer Untersuchung geringere Haftfestigkeiten im Wurzelndentin, so daß die durch *Yoshiyama et al.* mit 22,0 MPa angegebenen Werte nicht weiter verwundern. Im apikalen Dentin findet sich den Autoren zufolge weder ein wohl definierter Hybrid Layer noch scheinen sich Tags innerhalb der Dentintubuli zu formieren. Auch *van Meerbeek et al.* (1994) berichten über nur dünne Hybridschichten die sich an zervikalem Wurzelndentin finden ließen. *Yoshiyama et al.* führen diese Beobachtung auf die Tatsache zurück, daß das Wurzelndentin im Vergleich zu anderen Bereichen des Zahnes deutlich sklerotischer ist. Nichts desto trotz sind die Haftwerte vergleichsweise hoch, so daß offenbar keine Korrelation zwischen der Haftkraft und der Schichtstärke des Hybrid Layers besteht.

Moodley et al. (2000) untersuchten in ihrer Studie den Haftvermittler *Prime&Bond NT* auf seine Wirksamkeit. Das Adhäsivsystem kam gemeinsam mit dem *Non-Rinse Conditioner*, der 30%ige Maleinsäure beinhaltet, zur Anwendung. In dieser Kombination entspricht das Präparat *Prime&Bond NT* einem selbstkonditionierendem Adhäsiv. Im Vergleich zu der Scherkraft die in der Versuchsreihe durch ein konventionelles dreistufiges Adhäsiv erzielt wurde, war die Haftung des *Prime&Bond NT* mit einem von Wert 12,8 MPa signifikant niedriger. Moodley et al. machen hierfür die Überreste des Smear Layers verantwortlich, die grundsätzlich eine vollständige Penetration des Primers in die Dentinoberfläche hinein verhindern könnten. In Folge kommt es zu deutlich niedrigeren Scherfestigkeiten und in einem erhöhten Maße zu Randspaltbildungen. Im Rasterelektronenmikroskop fanden sich wiederum nur spärlich ausgebildete Tags und ein nur dünner Hybrid Layer. Laut Moodley et al. sei das selbstätzende System nicht in der Lage ein Microleakage zuverlässig zu verhindern und somit im klinischen Alltag dem konventionellen Adhäsivsystem unterlegen. Der selbstkonditionierende Haftvermittler *Unifil Bond* wurde 1999 von Kimochi et al. im Rahmen einer in vitro Studie getestet. Die Autoren verwendeten das Adhäsiv sowohl im gesunden als auch im kariösen Dentin. Im normalen Zahnbein erzielte das System mittlere Haftfestigkeiten von 33,4 MPa im kariösen hingegen nur noch 11,0 MPa. Hierfür sei, wie bereits durch Pashley et al. (1991) erörtert, die geringe Permeabilität des kariös veränderten Dentins verantwortlich, dessen Tubuli durch kristalline Ablagerungen und Smear Layer verlegt seien. Wie auch die beiden vorhergehenden Präparate, erzeugt das *Unifil Bond* eine nur seichte Hybridschicht und nur kurze Kunststoffzotten in den Dentintubuli.

Wertung :

- Ohne in vivo nahe Simulation im Rahmen einer in vitro Studie erzielen auch andere, selbstätzende Systeme Haftwerte von 20 MPa und mehr an Dentinoberflächen.
- Selbstätzende Adhäsive sind anscheinend durch die Ausbildung nur dünner Hybridschichten und spärlicher "Resin Tags" charakterisiert.
- Offenbar besteht jedoch keine Korrelation zwischen der Haftstärke und der Schichtstärke des Hybrid Layers.

5.2. Kritische Betrachtung der praktischen Anwendung

Bei der Entwicklung neuer Dentinadhäsive legen viele Hersteller ihren Schwerpunkt eindeutig auf eine kürzere und scheinbar einfachere Anwendung ihrer Produkte um techniksensible Probleme zu vermeiden. Angesichts einer angespannten wirtschaftlichen Lage ist eine solche Forderung seitens der klinischen Anwender durchaus nachvollziehbar. Die beiden untersuchten Haftvermittler *Resulcin AquaPrime* und *MonoBond* und *Solist* werden diesen Kriterien in unterschiedlichem Maße gerecht.

Das Adhäsivsystem Resulcin AquaPrime und MonoBond

Bevor das System *Resulcin* zur Anwendung gelangt, muß zunächst ein Tropfen des *Resulcin AquaPrime* mit der gleichen Menge an *Aquaconservans* vermischt werden. Hierzu verwendet man eine durch den Hersteller mitgelieferte Applikationspalette, sowie einen ebenfalls enthaltenen Einmalpinsel. Zum Auftragen des eigentlichen Bondings wird stets ein neuer Pinselansatz verwendet. Der separate Aktivierungsschritt des selbstätzenden Primers

kompliziert und verzögert nicht nur die Anwendung des Präparates, sondern führt zusätzlich zu einem höheren Materialverbrauch, ist doch die jeweils angemischte Menge an *AquaPrime* für mehr als eine Kavität ausreichend. Nach insgesamt 1 Minute und 35 Sekunden kann das jeweils verwendete Restaurationsmaterial in die vorbereitete Kavität eingebracht werden. Die Applikation des Komposits gestaltete sich aber in der eigenen Studie als weniger einfach, da die vorbehandelte Dentinoberfläche feucht und schmierig und nicht wie gewünscht hochviskös und klebrig war.

Das Adhäsivsystem Solist

Der Haftvermittler *Solist* liegt im Gegensatz zu dem Präparat *Resulcin* bereits in direkt verarbeitbarer Form vor, das heißt es muß lediglich der mitgelieferte Einmalpinsel mit einem Tropfen des Adhäsivs beschickt werden. *Solist* basiert auf Aceton, welches bei Primern häufig mit Wet-Bonding-Methoden zu Verdrängung des Wassers kombiniert wird. Aceton verdunstet sehr rasch von Dentinoberflächen. Die Flüchtigkeit des Lösungsmittels kann ein großer Nachteil sein, da das Aceton auch aus geöffneten Packungsbehältern verdunsten kann. Dadurch verändert sich im Laufe der Zeit die Konzentration und somit die Wirksamkeit des Adhäsivsystems (*Lambrechts et al., 2001*). Die Oberfläche ist nach Anwendung von *Solist* weniger feucht und schmierig, aber auch hier scheint die Applikation des Komposits noch verbesserungswürdig. Trotz des fehlenden Aktivierungsschritts, wie er bei *Resulcin* notwendig ist, vergehen immerhin 1 Minute und 25 Sekunden bis das Restaurationsmaterial appliziert werden kann.

Wertung :

- In der Verarbeitungsgeschwindigkeit unterscheiden sich die beiden Systeme *Resulcin* und *Solist* nur geringfügig.
- Aus Sicht der leichteren Verarbeitbarkeit und der Materialersparnis ist der Haftvermittler *Solist* dem *Resulcin AquaPrime* und *MonoBond* vorzuziehen.
- Das Lösungsmittel Aceton ist leicht flüchtig, daher ändert sich die Konzentration des *Solist* im Lauf der Zeit.
- *Resulcin* ist unmittelbar vor jeder Applikation anzumischen, seine Wirksamkeit schwankt mit der Zeit weniger stark.

6. Zusammenfassung der Wertungen

6.1. Zusammenfassung der Wertungen der beiden *Adhäsivsysteme Resulcin Aqua Prime und MonoBond und Solist*

- Die in vivo nahe Simulation im Rahmen der in vitro Studie führt zu niedrigen Scherkräften. Weder *Resulcin AquaPrime* und *MonoBond* noch *Solist* erzielen ausreichend hohe Haftwerte um eine randspaltfreie Restauration im Dentin zu gewährleisten.
- Vergleichsstudien, die keinerlei Simulation der physiologischen Bedingungen vornahmen erhielten deutlich bessere Ergebnisse für die beiden Adhäsivsysteme. Wurden jedoch die Proben künstlich gealtert beziehungsweise in vivo Untersuchungen getätigt, verschlechterten sich die Werte deutlich.
- Eine Verbesserung der Scherfestigkeit, durch eine zusätzliche Ätzung war in keiner der Untersuchungen festzustellen.
- Sowohl im Schmelz als auch im Dentin erzielen die beiden Haftvermittler eine der Phosphorsäure vergleichbare Wirkung.

6.2. Zusammenfassung der Wertungen bezüglich der Studien mit identischem Aufbau und abweichenden Materialien

- Keines der sechs getesteten, aktuellen Dentinadhäsive erzielt eine Scherfestigkeit, die einen erfolgreichen Randschluß zum Dentin garantieren konnte.
- *Resulcin AquaPrime* und *MonoBond* liefert die vergleichsweise schlechtesten Werte. Eine zusätzliche Ätzung führte, wie bei allen anderen auf Wasser basierenden Systemen, zu einer schlechteren Anbindung an die Dentinoberfläche.
- Auch *Solist* erzielt nur geringe Scherfestigkeiten, bestätigt aber im Vergleich die Einstufung der acetonhaltigen Präparate als "Wet-Bonding"-Adhäsive. Die erhöhte Dentinpermeabilität nach Konditionierung der Probenoberfläche führt in allen drei Fällen zu höheren Haftwerten.
- Eine zusätzliche Ätzung führt nicht ursächlich zu einer besseren Dentinanbindung, sondern bestätigt lediglich, daß ein "Moist-Bonding" für acetonhaltige Präparate essentiell zu sein scheint; auf Wasser basierende Produkte hingegen scheitern an der für sie "übernassen" Situation.

6.3. Zusammenfassung der Wertungen bezüglich der Studien, die sowohl im Aufbau als auch in den Materialien von der eigenen Untersuchung abweichen

- Ohne in vivo nahe Simulation im Rahmen einer in vitro Studie erzielen auch andere, selbststützende Systeme Haftwerte von 20 MPa und mehr an Dentinoberflächen.
- Selbststützende Adhäsive sind anscheinend durch die Ausbildung nur dünner Hybridschichten und spärlicher "Resin Tags" charakterisiert.
- Offenbar besteht jedoch keine Korrelation zwischen der Haftstärke und der Schichtstärke des Hybrid Layers.

6.4. Zusammenfassung der Wertungen zur kritischen Betrachtung der praktischen Anwendung

- In der Verarbeitungsgeschwindigkeit unterscheiden sich die beiden System *Resulcin* und *Solist* nur geringfügig.
- Aus Sicht der leichteren Verarbeitbarkeit und der Materialersparnis ist der Haftvermittler *Solist* dem *Resulcin AquaPrime* und *MonoBond* vorzuziehen.
- Das Lösungsmittel Aceton ist leicht flüchtig, daher ändert sich die Konzentration des *Solist* im Lauf der Zeit.
- *Resulcin* ist unmittelbar vor jeder Applikation anzumischen, seine Wirksamkeit schwankt mit der Zeit weniger stark.

7. Schlußfolgerungen

Die Ergebnisse der vorliegenden Studie lassen folgende Schlußfolgerungen zu:

- In vivo nahe Simulationen im Rahmen von in vitro Studien scheinen unverzichtbar um eine klinisch relevante Aussage zu erhalten. Erst wenn es in den Testverfahren zu einer Standardisierung der Testvariablen kommt, ist eine wirkliche Vergleichbarkeit zwischen den einzelnen Studien der Autoren gegeben.
- Insbesondere die Simulation eines Liquorflusses unter Druck, während der Applikation der Dentinhaftvermittler und ein anschließendes Thermocycling der Proben, im Sinne einer künstlichen Alterung scheinen als Standardversuchsaufbau wünschenswert. Vergleichsstudien die nämlich keinerlei Simulation der physiologischen Bedingungen vornahmen erhielten deutlich bessere Ergebnisse für die getesteten Adhäsive.
- Sowohl das Adhäsivsystem *Resulcin AquaPrime* und *MonoBond* als auch das Präparat *Solist* genügen mit der gemessenen Scherhaftung nicht den klinischen Ansprüchen. Keines der beiden Produkte kann einen langfristig erfolgreichen Randschluß zum Dentin garantieren.
- Eine zusätzliche Ätzung der Dentinoberfläche mittels Phosphorsäure führte weder bei *Resulcin* noch bei *Solist* zu einer Steigerung der Haftfestigkeitswerte.
- Ein "Moist-Bonding" scheint für acetonhaltige Adhäsive von Vorteil zu sein, auf Wasser basierende Adhäsive scheitern jedoch an dieser für sie überlassen Situation.
- Für die Handhabung eines Präparates ist es sicher von Vorteil, wenn Schmelz und Dentin einheitlich behandelt werden können. Die beiden Dentinhaftvermittler der sechsten Generation machen die wenig praxisgerechte Unterscheidung zwischen Schmelz und Dentin überflüssig. Eine Verbesserung der erzielten Haftwerte im Dentin seitens der Hersteller scheint jedoch äußerst ratsam, da eine dauerhafte Dentineinbindung zumindest unter den Bedingungen der vorliegenden Studie eher zweifelhaft erscheint.

8. Zusammenfassung

8.1. Zusammenfassung

Ziel: Das Ziel der vorliegenden Studie war es, die Scherhaftfestigkeit zweier selbstkonditionierender Dentinhaftvermittler mit und ohne zusätzliche Ätzung durch Phosphorsäure zu untersuchen. Der Arbeitshypothese zufolge ließ eine zusätzliche Ätzung einen Anstieg der zu ermittelnden Haftfestigkeiten erwarten.

Material und Methoden: Aus 60 extrahierten, kariesfreien menschlichen Molaren wurden Dentinscheiben mit einer Dicke von 800 µm gewonnen. Sie wurden mittels eines Perfusionsgerätes nach Pashley (1985) der Penetration von Ringerlösung ausgesetzt. Die Dentinscheiben wurden mit zwei Dentinadhäsiven der sechsten Generation (*Resulcin AquaPrime* und *MonoBond* und *Solist*) behandelt und mit einem Hybridkomposit (*Herculite XRV*) beschichtet. Die Versuchreihe wurde in zwei Gruppen eingeteilt. In *Gruppe A* folgte die Verarbeitung der Dentinadhäsive exakt den Herstellerangaben, in *Gruppe B* hingegen wurden sämtliche Dentinscheiben durch 36%ige Phosphorsäure vor der Anwendung der beiden Haftvermittler konditioniert. Nach der Temperaturwechselbelastung (5000 Zyklen bei 5°C und 55°C) wurde die Haftkraft des Materials an den Dentinscheiben ermittelt. Zur Überprüfung der Nullhypothese wurde der Kruskal-Wallis Multiple Comparison Z-Value Test mit korrigiertem Signifikanzniveau $\alpha=0,05$ nach Bonferroni eingesetzt.

Ergebnisse: *Resulcin AquaPrime* und *Mono Bond* erzielte in *Gruppe A* eine mittlere Scherhaftung von 3,79 MPa. Die Haftkraft von *Solist* liegt in *Gruppe A* im Mittel bei 3,83 MPa, der Unterschied zwischen den beiden Adhäsiven ist allerdings statistisch nicht signifikant. Nach zusätzlicher Ätzung der Dentinscheiben in *Gruppe B* kommt es zu einer Verschlechterung der mittleren Haftung von *Resulcin* auf 3,48 MPa, die mittlere Scherkraft von *Solist* steigt mit zusätzlicher Ätzung auf 4,87 Mpa. Die Verbesserung der Haftung von *Solist* ist allerdings statistisch nicht signifikant.

Schlußfolgerung: Eine zusätzliche Ätzung der Dentinoberfläche mittels Phosphorsäure führte weder bei *Resulcin* noch bei *Solist* zu einer Steigerung der Haftfestigkeitswerte. Sowohl das Adhäsivsystem *Resulcin AquaPrime* und *MonoBond* als auch das Präparat *Solist* genügen mit der gemessenen Scherhaftung nicht den klinischen Ansprüchen. Keines der beiden Produkte kann einen langfristig erfolgreichen Randschluß zum Dentin garantieren.

8.2. Summary

Purpose: This study investigates the shear bond strength of two self-etching dentin bonding systems, which were applied with and without additional phosphoric acid etching. Hypothesis: An additional acid etching should lead to an increase in the obtained shear bond values.

Materials and methods: From sixty cavity free molars dentin disks of 800 μm thickness were cut. They were perfused with Ringer solution, with reference to *Pashley* (1985). The dentin disks were then treated with two different bonding systems of the sixth generation (*Resulcin AquaPrime* and *MonoBond* and *Solist*) and in the following a hybrid composite (*Herculite XRV*) was applied to each dentin disk. The disks were equally and randomly assigned to two groups. In *group A*, the surfaces were treated with the dentin bonding agents according to the manufacturer's instructions, whereas in *group B*, all dentin disks were additionally etched with a 36% phosphoric acid gel before the bonding material was applied. All specimens were submitted to 5000 thermocycles (5 degrees C to 55 degrees C). After thermocycling shear bond strengths were determined by testing the shear strength of the specimens. The results were analysed with the Kruskal-Wallis multiple comparison z-value assay ($\alpha = .05$).

Results: Shear bond strength were as follows:

group A: Resulcin (3.79 ± 3.95 MPa), *Solist* (3.83 ± 1.77 MPa), bond strengths were not statistically different between *Resulcin* and *Solist* in *group A*.

group B: Resulcin (3.48 ± 2.04 MPa), *Solist* (4.87 ± 2.49 MPa), higher values obtained for *Solist* in *group B* were not statistically significant.

Conclusion: Additional etching of dentin surfaces with phosphoric acid does not lead to an increase in the obtained shear bond values, neither for *Resulcin AquaPrime* and *MonoBond* nor for *Solist*. Both dentin bonding systems are insufficient for clinical demands, as they can not secure a durable marginal seal to dentin.

9. Literaturverzeichnis

Andreau SB, Bayne SC, Heymann HQ, et al.:

Intrapulpal composition and fluid flow effects on dentin bond strengths
J Dent Res 67, 321 (1989)

Asmussen E, Munksgaard EC:

Adhesion of restorative resins to dentinal tissues

In Vanherle G, Smith, DC (Hrsg.)

Posterior Composite Resin Dental Restorative Materials. 3M Comp., USA 1985

Attin T, Schaller HG, Hellwig E:

Fluoride uptake in dentin with and without simulating dentinal fluid flow.

Clin Oral Investig 1, 125-130 (1997)

Augustin C, Paul SJ, Lüthy H, Schärer P:

Perfusing dentine with horse serum and physiologic saline: its effects on adhesion of dentine bonding agents.

J Oral Rehabil 25, 596-602 (1999)

Barkmeier WW:

International Symposium on Adhesives in Dentistry

Oper Dent Suppl 5, 50-61 (1992)

Baumann MA:

Grundlagen der Zahnerhaltungskunde

ISBN 3-9805327-0-4 (1997)

Bean TA, Zhuang WC, Tong PY, Eick JD, Yourtee DM:

Effect of esterase on methacrylates and methacrylate polymers in an enzyme simulator for biodegradability and biocompatibility testing

J Biomed Mater Res 28, 59-63 (1994)

Bergmann G, Linden LA:

Techniques for Microscopic Study of the Enamel Fluid in vivo

J Dent Res 44, 1409-1414 (1965)

Blunck U, Roulet J-F:

Prüfung des experimentellen Adhäsivsystems Resulcin AquaPrime und MonoBond in Kombination mit dem Kompositmaterial Revolcin Fil an Klasse-V-Kavitäten

Abschlußbericht (1999)

Bott B, Hannig M:

Optimizing Class II composite resin esthetic restorations by the use of ceramic inserts

J Esthet Dent 7, 110-117 (1995)

Boyd A, Switsur VR, Steward ADG:

An assessment of two new physical methods applied to the study of dental tissues

In: Advances in fluorine research and dental caries Prevention. Vol. 1. Oxford, UK: Pergamon Press Ltd., pp.185-193

Brännström M, Linden LA, Attström A:

The Hydrodynamics of the Dentinal Tubule and of Pulp Fluid. A discussion of its significance in Relation to Dentinal Sensitivity

Caries Res 1, 310-317 (1967)

Brännström M:

Dentine and Pulp in restorative dentistry

London, Wolfe Medical Implications Ltd (1982)

Brännström M:

Communication between the Oral Cavity and the Dental Pulp Associated with restorative Treatment

Oper Dent 9, 57-68 (1984)

Brännström M:

The hydrodynamic theory of dentinal pain: Sensation in preparations, caries and the dentinal crack syndrome

J Endodont 12, 453-457 (1986)

Brännström M, Coli P, Blixt M:

Effect of tooth storage and cavity cleansing on cervical gap formation in Class II glass ionomer/composite restorations

Dent Mater 8, 327-331 (1991)

Buonocore MG:

A simple method for increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces

J Dent Res 34, 849-853 (1955)

Buonocore MG, Wileman W, Brudevold FA:

A report on a resin composition capable of bonding to human dentin surfaces

J Dent Res 35, 846-851 (1956)

Burjanadze TV:

Thermodynamic stabilization of water-bridged collagen structure

Biopolymers 32, 941-949 (1992)

Burke FJT:

Dentine bonding agents- optimizing the use of composite materials

Dent Update 18, 96-104 (1991)

Burke FJT, Combe EC, Douglas WH:

Dentine Bonding Systems: I. Mode of Action

Dent Update 27, 85-93 (2000)

Burrow MF, Taniguchi Y, Nikaiedo T, Satoh M, Inai N, Tagami J et al.:

Influence of temperature and relative humidity on early bond strength to dentine

J Dent 23, 41-45 (1995)

Camps J, Baudry X, Bordes V, Dejou J, Pignoly C, Ladeque P:

Influence of cryopreservation and storage time on microleakage

Dent Mater 12, 121-126 (1996)

Cardoso PEC, Braga RR, Carrilho MRO:

Evaluation of micro-tensile, shear and tensile tests determining the bond strength of three adhesive systems

Dent Mater 14, 394-398 (1998)

Carvalho RM, Pereira JC, Yoshiyama M, Pashley DH:

A review of polymerisation contraction: The influence of stress development versus stress relief

Oper dent 21, 17-24 (1996)

Causton BE, Sefton J:

Some bonding characteristics of a HEMA/maleic acid adhesion promotor.

Br Dent J 16, 308-311 (1989)

Chappell RP, Eick JD:

Shear bond strength and scanning electron microscopic observation of six current dentinal adhesives

Quintessence Int 25, 359-368 (1994)

Chigira H, Yukitani W, Hasegawa T, Manabe A, Itoh K, Hayakawa T, Debari K., Wakumoto S, Hisamitsu H:

Self-etching dentin primers containing phenyl-P.

J Dent Res 73, 1088-1095 (1994)

Daculsi G, Kerebel B, LeCabellec M-T, Kerebel L-M

Qualitative and quantitative data on arrested caries in dentine

Caries Res 13, 190-202, (1979)

Dammaschke T, Schäfer E

Selbstkonditionierende Dentinadhäsive ohne Abspülen: Eine neue Generation von Dentinhaftvermittlern

ZWR 109.Jahrg Nr. 3, 30-34 und 81-87 (2000)

Davidson CL, de Gee AJ, Feilzer A:

The competition between the composite-dentin bond strength and the polymerization contraction stress

J Dent Res 63, 1396-1399 (1984)

DeBruyne NA, Howwink R:

Adhesion and Adhesives

London: Elsevier Press, (1951)

DeHoff PH, Anusavice KJ, Wang Z

Three-dimensional finite element analysis of the shear bond test.

Dent Mater 11, 126-131 (1995)

Dörfer CE, Staehle HJ, Wurst MW, Duschner H, Pioch T:

The nanoleakage phenomenon: influence of different dentin bonding agents, thermocycling and etching time

Eur J Oral Sci 108, 346-351 (2000)

Eick JD, Wilko RA, Anderson CH, Sorensen SE:

Scanning electron microscopy of cut tooth surfaces and identification of debris by use of the electron microscope

J Dent Res 49, 1359-1368 (1970)

Eick JD:

Smear Layer-materials surface

Proc Finn Dent Soc 88 (Suppl), 225-242 (1992)

Eick JD, Robinson SJ, Chapell RP, Cobb CM, Spencer P:

The dentinal surface: its influence on dentinal adhesion. Part III.

Quintessence Int 24, 572-582 (1993)

Eick JD, Robinson SJ, Byerley TJ, Chappell RP, Spencer P, Chappelow CC:

Scanning transmission electron microscopy/energy dispersive spectroscopy analysis of the dentin adhesive interface using a labeled 2-hydroxyethylmethacrylate analogue

J Dent Res 74, 1246-1252 (1995)

Eick JD, Miller RG, Robinson SJ, Bowles CQ, Gutshall PL, Chappelow CC:

Quantitative analysis of the dentin adhesive interface by Auger spectroscopy

J Dent Res 75, 1027-1033 (1996)

Eick JD, Gwinnett AJ, Pashley DH, Robinson SJ:

Current Concepts on Adhesion to Dentin

Crit Rev Oral Biol Med 8(3), 306-335 (1997)

Elhabashy A, Swift EJ, Boyer DB, Denehy GE

Effects of dentin permeability and hydration on the bond strengths of dentin bonding systems.

Am J Dent 6, 123-126 (1993)

Elliadès GC:

Reaction Paper: Dentine Bonding Systems. In Vanherle, G., Degrange, M., and Willems, G. State of the Art on Direct Posterior Filling Materials and Dentine Bonding

Leuven: Van der Poortel I n.v., 49-74 (1993)

Erickson RL:

Surface interactions of dentin adhesive materials

Oper Dent 17 (suppl 5), 81-94 (1992)

Finger WJ:

Dentin bonding agents. Relevance of in vitro investigations

Am J Dent 1, 184-188 (1988)

Finger WJ, Fritz U:

Laboratory evaluation of one-component enamel/dentin bonding agents

Am J Dent 9(5), 206-210 (1996)

Frankenberger R, Krämer N, Petschelt A:

Haftung von Adhäsivsystemen an kariös verändertem Milchzahndentin

Dtsch Zahnärztl Z 54, 455-458 (1999)

Frankenberger R:

Materialkundliche Grundlagen der Adhäsivtechnik

In: Die Adhäsivtechnologie, Ein Leitfaden für Theorie und Praxis

DENTNET Masters, 3M ESPE Expert Education, 1. Auflage (2001)

Goodis HE, Marshall JW, White JM, Gee L, Hornberger B, Marshall SJ:

Storage effects on dentin permeability and shear bond strengths

Dent Mater 9, 79-84 (1993)

Gray S, Burgess J:

In vivo and in vitro comparison of two dentin bonding agents

Dent Mater 7, 161-165 (1991)

Gwinnett AJ:

The morphologic relationship between dental resins and etched dentin

J Dent Res 56, 1155-1159 (1977)

Gwinnett AJ, Kanca J:

Interfacial morphology of resin composite and shiny erosion lesions

Am J Dent 5, 315-317 (1992)

Gwinnett AJ:

A new method to test the cohesive strength of dentin

Quintessence Int 25, 215-218 (1994 a)

Gwinnett AJ:

Chemically conditioned dentin: a comparison of conventional and environmental scanning electron microscopy.

Dent Mater 10, 150-155 (1994 b)

Haller B:

Untersuchung zum Mechanismus und zur Wirksamkeit von Komposit-Dentin-Haftmitteln

Med Habilitationsschrift, Würzburg (1992)

Haller B:

Mechanismus und Wirksamkeit von Dentinhaftvermittlern

Dtsch Zahnärztl Z 49, 750-759 (1994)

Haller B, Blunck U:

Übersicht und Wertung der aktuellen Bondingsysteme

Zahnärztl Mitt Nr. 7, 808-818 (2003)

Hanaizumi Y, Matsui I, Kobayashi Y, Inoue S, Kawakami S, Komatsu H et al.:

Morphological observations of resin penetrated layer using cell-maceration and KOH-digestion method

Jpn J Conserv Dent 36, 701-711 (1993)

Hannig M, Bott B, Möller O:

Das Randschlußverhalten von Kompositfüllungen mit Keramikinserts in dentinbegrenzten Klasse-II-Kavitäten.

Dtsch Zahnärztl Z 50, 828-831 (1995)

Hannig M, Bott B, Emmermann A:

Randschlußverhalten von Klasse-II-Kompositfüllungen nach Schmelzkonditionierung mit selbststützenden Primern

Dtsch Zahnärztl Z 54, 133-136 (1999)

Hannig M, Reinhardt K-J, Bott B:

Self-Etching Primer versus Phosphoric Acid: An alternative Concept for Composite-to-Enamel Bonding

Oper Dent 24, 172-180 (1999)

Hannig M, Bock H, Bott B, Hoth W:

Ultrastructural Investigation of the enamel-bonding interface using self-etching primers

VII Congresso Conseuro 2000, Le possibilità attuali per le sfide del future

Bologna 11/12/13 maggio (2000)

Hannig M, Friedrichs C:

Comparative In Vivo and In Vitro Investigation of Interfacial Bond Variability

Oper Dent 26, 3-11 (2001)

Hasselmann S:

Der Einfluß der selbstkonditionierenden Dentinhaftvermittler "Adect und Clearfil Liner Bond 2V" verwendet mit bzw. ohne vorherige Ätzung mit Phosphorsäure auf die Haftfestigkeit von Kompositproben an Dentinscheiben mit simuliertem Liquorfluß – eine in vitro Studie

Med Diss, Frankfurt am Main (2001)

Heidemann D, Becker J, Belt M, Betz W, Geißler A, Gerhardt T, Gockel H-W, Hauelsen H, Liebetanz K, Mengler E, Schriever A, Szep S, Wienand S, Zissu, M-L

In Heidemann D (Hrsg):

Amalgamfreie Füllungstherapie

1. Aufl. Urban und Fischer (2001)

Hellwig E, Klimek J, Attin Th:

Einführung in die Zahnerhaltung

2. Aufl. Urban und Fischer (1999)

Holtan JR, Nystrom CP, Olin PS, Phelps RA, Phillips JJ, Douglas WH

Bond strength of six dentinal adhesives

J Dent 22, 92-96 (1993)

Horiuchi H, Matthews B:

In vitro Observations Fluid Flow Through Human Dentin caused by Pain-producing Stimuli

Arch Oral Biol 18, 275-294 (1973)

International Organization for Standardization

Dental materials-Guidance on testing of adhesion to tooth structure

ISO TR 11405 (1994)

Iwaku M, Nakamichi I, Horie K, Suizu S, Fusayama T:

Tags penetratine dentin of a new adesive resin

Bull Tokyo Med Dent Univ 28, 45-51 (1981)

Jacobson T, Finger WJ:

Morphology of coupling sites between bonding agents and dentine in vivo and in vitro
J Dent 21(3), 150-157 (1993)

Jacobson T, Soderholm K-J:

Some effects of water on dentin bonding
Dent mater 11, 132-136 (1995)

Kimochi T, Yoshihama M, Urayama A, Matsuo T:

Adhesion of a new commercial self-etching / self-priming bonding Resin to human caries-infected dentin
Dent Mater 18(4), 437-443 (1999)

Klaiber B, Hofmann N, Hugo B, Mergner M, Schneider C:

Vergleich der Wirksamkeit aktueller Dentinhaftvermittler in vitro
Beitrag zur 11. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Zahnerhaltung, Freiburg
13.-14. Juni 1997

Kuhn TA:

Der Einfluß der Dentinhaftvermittler Gluma, Opti-Bond und Scotchbond-Multipurpose auf die Haftfestigkeit von Kompositproben an in vivo simulierten Dentinscheiben – Eine In-vitro-Studie.
Med.Diss., Frankfurt am Main (1997)

Lambrechts P, Van Meerbeek B, Perdigão J, De Munck J, Vanherle G:

Mögliche Fehler bei der klinischen Anwendung von Adhäsiven
In: Die Adhäsivtechnologie, Ein Leitfaden für Theorie und Praxis DENTNET Masters, 3M ESPE Expert Education, 1. Auflage (2001)

LeGeros RZ:

Calcium phosphates in oral biology and medicine
In: Monographs in oral science. Vol. 15, NY: Karger, pp2, 114-119 (1981)

Lucena-Martin C, González-Rodríguez MP, Ferrer-Luque CM, Robles-Gijón V, Navajas JM:
Study of the shear bond strength of five one component adhesives under simulated pulpal pressure

Oper Dent 24, 73-80 (1999)

Maciel K, Carvalho RM, Ringle RD, Preston CD, Russell CM, Pashley DH:

The effects of acetone, ethanol, HEMA, and air on the stiffness of human demineralized dentin
J Dent Res 75, 1851-1858 (1996)

Maita E, Simpson MD, Tao L, Pashley DH:

Fluid and Protein Flux across the pulpodentine complex of the dog in vivo
Arch Oral Biol., Vol. 36, No.2, 103-110 (1991)

Manhart J, Li D, Powers JM, Hickel R:

Bonding of compomers to deep dentin under various surface conditions

Publikation, Houston Biomaterials Research Center TX, USA and Dept. of Restorative Dentistry, LMU, Munich Germany, (1998)

Manhart J, Chen HY, Kunzelmann K-H, Hickel R:

Haftkraft und Randverhalten moderner Einflaschen-Haftvermittlersysteme und Komposite zum Dentin.

Dtsch Zahnärztl Z 55, 128-133 (2000)

Marshall GW:

Dentin microstructure and characterization

Quintessence Int 24, 606-617 (1993)

Marx R, Fischer H, Sahin G, Wilke M, Tinschert J:

Haftfestigkeit neuer Dentinhaftvermittler nach korrosiver Belastung

Dtsch Zahnärztl Z 53, 748-752 (1998)

Mason PN, Ferrari M, Cagidiaco MC, Davidson CL:

Shear bond strength of four dentinal adhesives applied in vivo and in vitro

J dent Vol.24, No.3, 217-222 (1996)

McGuckin RS, Tao L, Thompson WO, Pashley DH

Shear bond strength of Scotchbond, in vitro

Dent Mater 7, 50-53 (1991)

Meyers A:

Der Einfluß der selbstkonditionierenden Dentinhaftvermittler "FuturaBond und Prompt L-Pop" verwendet mit bzw. ohne vorherige Ätzung mit Phosphorsäure auf die Haftfestigkeit von Kompositproben an Dentscheiben mit simuliertem Liquorfluß – eine in vitro Studie
Med Diss, Frankfurt am Main (2001)

Michelich V, Pashley DH, Whitford GM:

Dentin Permeability: Comparison of Functional vs. Anatomic tubular Radii

J Dent Res 57, 1019-1024 (1978)

Michelich V, Schuster GS, Pashley DH:

Bacterial Penetration of Human Dentin, in vitro

J Dent Res 59, 1398-1403 (1980)

Mitchem JC, Terkla LG, Gronas DG:

Bonding of resin dentin adhesives under simulated physiological conditions

Dent Mater 4, 351-353 (1988)

Miyazaki M, Mikitake S, Onose H, Moore BK:

Influence of thermal cycling on dentin bond strength of two-step bonding systems

Am J Dent Vol.11, No.3, 118-122 (1998)

Mjör PA:

Microradiography of human coronal dentine

Arch Oral Biol 11, 225 (1966)

Mjör I, Fejerskov O:

Histology of the human tooth

2nd ed. Copenhagen: Munksgaard (1979)

Mjör I:

Dentin and Pulp: Reaction patterns in Human Teeth

Ed. Boca Raton, FL, CRC Press, Inc., 63-156 (1983)

Mjör IA, Nordahl I

The density and branching of dentinal tubules in human teeth

Arch Oral Biol 38, 541-546 (1996)

Moodley D, Grobler SR, Rossouw RJ, Oberholzer T-G, Patel N:

In vitro evaluation of two adhesive systems used with compomer filling materials

Int Dent J 50, 400-406 (2000)

Moore DH, Vann WF Jr:

The effect of a cavosurface bevel on microleakage in posterior composite restorations

J Prosthet dent 59, 21-24 (1988)

Munehika T, Suzuki K, Nishiyama M, Ohashi M, Horie K:

A comparison of the tensile bond strengths of composite resins to longitudinal and transverse sections of enamel prisms in human teeth

J Dental Res 63, 1079-1082 (1984)

Nakabayashi N:

Resin reinforced dentin due to infiltrations of monomers into the dentin at the adhesive interface

J Jpn Dent Mater I, 78-81 (1982)

Nakabayashi N, Kojima K, Masuhara E:

Studies on dental self-curing resins: adhesion to dentin by mechanical interlocking

Dent Mater J 1, 74-77 (1982)

Nakabayashi N, Takada K:

Effect of HEMA on bonding to dentin

Dent Mater 8, 125-130 (1992)

Nakajima M, Takeda T, Tagami J, Hosoda H:

A study on bonding to dentin in various teeth and sites

Jap. J. Conserv Dent. 34, 266-274 (1991)

Närhi M:

Activation of dental pulp nerves of the Cat and the dog with Hydrostatic Pressure

Proc Finn Dent Soc 74 (suppl V), 1-61 (1978)

Nikaido T, Burrow MF, Tagami J, Takatsu T:

Effect of pulpal pressure on adhesion of resin composite to dentin: bovine serum versus saline.

Quintessence Int 26, 221-226 (1995)

Øilo G, Austrheim EK:

In vitro quality testing of dentin adhesives

Acta Odontol Scand 51, 263-269 (1993)

Osorio E, Aguilera FS, Fuentes MV, Ceballos L, Hannig M, Osorio R, Toledano M

Microtensile bond strength of self-etching primers bonded to different treated dentin surfaces

Poster-Präsentation, IADR/AADR/CADR 80th General Session, San Diego, California,

March 6-9, (2002)

O'Sullivan R, Flannelly M:

Leeuwenhoek and the structure of dentin

J Irish Dent Assoc 36, 129-133 (1990)

Pashley DH, Whitford GM

Permeability of human dentine in vitro interpreted from reflection coefficients

Arch Oral Biol 25, 141-144 (1980)

Pashley DH, Michelich V, Kehl T

Dentin Permeability: effects of smear layer removal

J Prosthet Dent Vol.46, No.5, 531-537 (1981 a)

Pashley DH, Nelson R, Pashley EL:

In vivo fluid movement across dentine in the dog

Arch Oral Biol 26, 707-710 (1981 b)

Pashley DH, Nelson R, Kepler EE:

The Effect of Plasma and Salivary Constituents on Dentin Permeability

J Dent Res 61, 978-981 (1982)

Pashley DH, Kepler EE, Williams EC, Okabe A:

Progressive Decrease in Dentin Permeability Following Cavity Preparation

Arch Oral Biol 28, 853-858 (1983)

Pashley DH:

The Smear Layer: Physiological Considerations

Oper Dent (3), 13-29 (1984 a)

Pashley DH, Galloway SE, Stewart FP

Effects of Fibrinogen on Dentin Permeability, in vivo

Arch Oral Biol 29, 725-728 (1984 b)

Pashley DH:

Dentin-Predentin Complex and its Permeability: Physiological Overview

J Dent Res 64 (Spec Iss), 613-620 (1985)

Pashley DH, Depew DD:

Effects of the smear layer, Copalite and oxalate on Microleakage

Oper Dent 11, 95-102 (1986)

Pashley DH, Andriga HJ, Derkson GD, Derkson ME, Kalathoor SR:
Regional variability in the permeability of human dentin
Arch Oral Biol Vol. 32, 519-523 (1987)

Pashley DH, Tao L, James L, Tagami J:
Effects of SiC on dentin roughness, permeability and bonding (abstract)
J Dent Res 68 (Spec Iss), 320 (1989)

Pashley DH, Andringa H, Eichmiller F:
Effects of ferric and aluminium oxalates on dentin permeability
Am J Dent Vol. 4, 123-126 (1991 a)

Pashley DH:
In vitro simulations of in vivo bonding conditions
Am J Dent Vol.4, 237-240 (1991 b)

Pashley EL, Talman R, Horner JA, Pashley DH:
Permeability of normal versus carious dentin
Endo Dent Traumatol 7, 207-211 (1991 c)

Pashley DH:
Clinical correlations of dentin structure and Function
J Prosthet Dent Vol. 66, No.6, 777-781 (1991 d)

Pashley DH, Pashley EL:
Dentin Permeability and restorative dentistry: A Status report for the American Journal of Dentistry
Am J Dent 4, 5-9 (1991 e)

Pashley DH:
Dentin Bonding: overview of the substrate with respect to adhesive material
J Esthet Dent 3(2), 46-50 (1991 f)

Pashley EL, Tao L, Pashley DH:
Sterilization of human teeth: Its effect on permeability and bond strength
Americ. J. Dent. 6(4), 189-191 (1993)

Pashley DH, Ciucchi B, Sano H, Corner JA:
Permeabilità of dentin o adesive resins
Quintessenze Int 24, 618-631 (1993)

Paterson RC, Watts A:
The dentin smear layer and bonding agents a review: The Smear Layer – Nature of the Smear Layer
Restaurative Dent 8, 19-21 (1990)

Perdigão J:
An ultra-morphological study of human dentine exposed to adhesive systems (PhD thesis)
Leuven, Belgium: Catholic University of Leuven, (1995)

Phillips RW, Ryge G:

Adhesive restorative dental materials. Proceedings of a workshop
Spencer, In: Owen Litho, (1961)

Ponzio P, Holtan JR, Hanson RA, Hardie NA, Lua MJ:

Shear bond strength of sterilized and non-sterilized enamel and dentin
J Dent Res 75, 31 abstract 157 (1995)

Prati C, Pashley DH, Montanari G:

Hydrostatic intrapulpal pressure and bond strength of bonding systems
Dent Mater 7, 54-58 (1991)

Prati C, Pashley DH:

Dentin wetness, permeability and thickness and bond strength of adhesive systems
Am J Dent, Vol. 5, No.1, 33-38 (1992)

Prati C, Tao L, Simpson M, Pashley DH:

Permeability and microleakage of class II resin composite restorations
J Dent Res 22, 49-56 (1994)

Reinhardt K-J:

Belastbarkeit und Randständigkeit von Kompositfüllungen
Dtsch Zahnärztl Z 44, 669 (1989 a)

Reinhardt K-J:

Vorteile und Risiko des Kunststoffinlays
Dtsch Zahnärztl Z 44, 769 (1989 b)

Reinhardt K-J:

Aktuelle Perspektiven der Dentin Haftvermittlung
Phillip J 3-4, 101-112 (1997)

Reinhardt K-J, Rüter W:

Einsatz von Phosphorsäureestern als Dentinhaftvermittler
Phillip J 15, 335-342 (1998)

Retief DH, Mandras RS, Russell CM, Denys FR:

Extracted human versus bovine teeth in laboratory studies
J Dent Res 69, 285 (Abstr 1410) (1990)

Retief DH:

Standardizing laboratory adhesion tests
Am J Dent 4, 231-236 (1991)

Sano H, Shono T, Sonoda H, Takatsu T, Ciucchi B, Carvalho R, Pashley DH:

Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength – evaluation of a micro-tensile bond test
Dent Mater 10, 236-240 (1994)

Sano H, Takatsu T, Ciucchi B, Herner JA, Matthews WG, Pashley DH:
Nanoleakage: Leakage within the hybrid layer
Oper Dent 20, 18-25 (1995)

Schreiner RF, Chappell RP, Glaros AG, Eick JD:
Microtensile Testing of dentin adhesives
Dent Mater 14, 194-201 (1998)

Schuckar M, Geurtsen W:
Die approximal-zervikale Randdichte von Klasse-II-Kompositfüllungen nach Temperaturwechselbelastung
Dtsch Zahnärztl Z 50, 164-166 (1995)

Schulein TM:
Infection control for extracted teeth in the teaching laboratory
Journal Dent Educ. 58, 411-413 (1994)

Söderholm K-JM:
Does resin based dentine bonding work?
Int Dent J 45, 371-381 (1995)

Spielmann PW:
Der Einfluß der Dentinhaftvermittler Mirage Bond, Permagen und Syntac auf die Haftfestigkeit von Kompositproben an in vivo simulierten Dentscheiben – eine In-vitro-Studie.
Med. Diss., Frankfurt am Main (1997)

Strawn SE, White JM, Marshall SJ, Marshall GW, Goodis HE
Characterization of dentin after short term storage
J Dent Res 72, 383 abstract 2238 (1993)

Strawn SE, White JM, Marshall GW, Gee L, Goodis HE, and Marshall SJ:
Spectroscopic changes in human dentine exposed to various storage solutions – short term
J Dent Vol. 24 No.6, 417-423 (1996)

Szep S, Gerhardt T, Zissu M, Heidemann D:
Verankerungsmöglichkeiten an Zahnhartsubstanzen mit Hilfe adhäsiver Systeme
Vorabdruck (1999) aus "Amalgamfreie Füllungstherapie" Heidemann D et al.,
1.Aufl. Urban und Fischer, 9-15 (2001)

Szep S, Kessler B, May A, Langner N, Gerhardt T, Schriever A, Becker J, Heidemann D:
Haftkraft und Randschlußverhalten moderner Dentinhaftvermittlersysteme bei simuliertem Liquordruck in vitro
Dtsch Zahnärztl Z. 56 (9), 532-538 (2001)

Tao L, Pashley DH, Boyd L:
Effect of different types of smear layers on dentin and enamel shear bond strength
Dent Mater 4, 208-216 (1988)

Tao L, Pashley DH:
Dentin perfusion effects on the shear bond strengths of bonding agents to dentin
Dent Mater 5, 181-184 (1989)

Tao L, Tagami J, Pashley DH

Pulpal pressure and bond strengths of Super Bond and Gluma

Am J Dent Vol.4, 73-76 (1991)

Tatsumi T, Inokoshi S, Yamada T, Hosoda H:

Remineralization of etched dentin

J Prosthet Dent 67, 617-620 (1992)

Tay FR, Gwinnett AJ, Pang KM, Wie SHY:

The overdry phenomenon: contribution of intertubular and intratubular resin permeation through acid-conditioned dentin

In: Dentin/pulp complex. Shimono, M., Maeda, T., Suda, H., Takahashi, K., editors.

Tokyo: Quintessence Publishing Co. Ltd., pp.339-344 (1996 a)

Tay FR, Gwinnett AJ, Pang KM, Wei SHY

The overwet phenomenon: an optical, micromorphological study of surface moisture in the total etched resin-dentin interface

Am J Dent 9, 43-48 (1996 b)

Tay FR, Hidehiko S, Carvalho R, Pashley EL, Pashley DH

An Ultrastructural Study of the influence of Acidity of Self-etching Primers and Smear Layer Thickness on Bonding to intact Dentin

J Adhesive Dent 2, 83-98 (2000 a)

Tay FR, Carvalho R, Sano H, Pashley DH

Effect of Smear Layers on the Bonding of a self-etching Primer to Dentin

J Adhesive Dent 2, 99-116 (2000 b)

Terkla LG, Brown AC, Hainisch AP et al.:

Testing sealing properties of restorative materials against moist dentin

J Dent Res 66, 1758-1764 (1987)

Thomas HF:

The Effect of Various Fixatives on the Extent of the Odontoblast Process in Human Dentine

Arch Oral Biol 28, 465-469 (1983)

Titley KC, Chernecky R, Rossouw PE, Kulkarni GV:

The Effect of various storage methods and media on shear-bond strengths of dental composite resin to bovine dentine

Arch Oral Biol 43, 305-311 (1998)

Tonder KJH, Kvinnslund :

Micropuncture measurements of interstitial fluid pressure in normal and inflamed dental pulp in cats

J Endod 9, 105-109 (1983)

Uno S, Finger WJ:

Function of the hybrid zone as a stress-absorbing layer in resin-dentin bonding

Quintessence Int 26, 733-738 (1995)

Van Hassel HJ:

Physiology of the Human Dental Pulp

Oral Surg 32, 126-134 (1971)

Van Meerbeek B, Inokoshi S, Braem M, Lambrechts P, Vanherle G:

Morphological aspects of the resin-dentin interdiffusion zone with different dentin adhesive systems

J Dent Res 71, 1530-1540 (1992)

Van Meerbeek M, Braem M, Lambrechts P, Vanherle G:

Morphological characterization of the interface between resin and sclerotic dentine

J Dent 22, 141-146 (1994)

Van Noort R, Noroozi S, Howard IC, Cardew G:

A critique of bond strength measurements

J Dent 17, 61-67 (1988)

Vanherle G, Degrange M, Willems G.

State of the Art on Direct Posterior Filling Materials and Dentine Bonding

Leuven: Van der Poorten n.v., 1-269 (1993)

Versluis A, Tantbirojn D, Douglas WH:

Why do shear bond tests pull out dentin?

J Dent Res 76(6), 1298-1307 (1997)

Wake WC:

Adhesion and the formulation of adhesives

2nd ed. London: Elsevier, 326 (1982)

Watanabe I, Nakabayashi N:

Bonding durability of photocured phenyl-P in TEGDMA to smear layer-retained dentin.

Quintessence Int 24, 335-342 (1993)

Watanabe I, Nakabayashi N, Pashley DH:

Bonding to Ground Dentin by a Phenyl-P Self-etching Primer

J Dent Res 73(6), 1212-1220 (1994)

Yamauchi J:

Study of dental adhesive containing phosphoric acid methacrylate monomer

J Jpn Dent Mater 5, 144-154 (1986)

Yoshiyama M, Matsuo T, Ebisu S, Pashley DH:

Regional bond strengths of self-etching / self-priming adhesive systems

J Dent 26, 609-616 (1998)

Zeeck A, Eick S, Krone B, Schröder K:

Chemie für Mediziner

Urban und Schwarzenberg, 2. Auflage, (1992)

10. Anhang

10.1. Liste der verwendeten Materialien

Material	Produktname	Hersteller	Ort	Land
1. Diamantschleifkörper	<i>Iso-Nr. 012</i>	<i>Gebr. Brasseler</i>	Lemgo	Deutschland
2. Drei-Wege-Hahn	<i>Laborbedarf</i>	<i>Fa. Schott</i>	Mainz	Deutschland
3. Einbettkunststoff	<i>Technovit 4004</i>	<i>Fa. Kulzer</i>	Wehrheim	Deutschland
4. Filzscheibe	<i>Wollfilz</i>	<i>Fa. Jean Wirz</i>	Düsseldorf	Deutschland
5. Glaszylinder	<i>Laborbedarf</i>	<i>Fa. Schott</i>	Mainz	Deutschland
6. Gummihülse	<i>Silikonkautschuk VMQ</i>	<i>Deutsch & Neumann GmbH</i>	Berlin	Deutschland
7. Komposit	<i>Herculite XRV Farbe B1</i>	<i>Fa. Kerr</i>	Karlsruhe	Deutschland
8. Ligaturendraht	<i>Stärke 0,1 mm</i>	<i>Unitek 3M</i>	Monrovia California	USA
9. Luxmeter	<i>Radiometer</i>	<i>Fa. Kerr</i>	Karlsruhe	Deutschland
10. Metallstopfer	<i>Nr. 1054/182</i>	<i>Martin</i>	Solingen	Deutschland
11. PC		<i>Compaq</i>	Böblingen	Deutschland
12. Poliereinheit	<i>Poliereinheit</i>	<i>Fa. Jean Wirz</i>	Düsseldorf	Deutschland
13. Poliertonerde	<i>Topol</i>	<i>Fa. Jean Wirz</i>	Düsseldorf	Deutschland
14. Polymerisationslampe	<i>Elipar Highlight Nr.3803395</i>	<i>Espe</i>	Seefeld	Deutschland
15. Resulcin	<i>Resulcin AquaPrime und MonoBond</i>	<i>Merz-Dental GmbH</i>	Lütjenburg	Deutschland
16. Ringerlösung		<i>Fa. B. Braun Ag</i>	Melsungen	Deutschland
17. Rotringwinkelstück	<i>Intramatic LH</i>	<i>Kavo</i>	Biberach/Riß	Deutschland
18. Sägemikrotom	<i>SP 1600</i>	<i>Leica</i>	Bensheim	Deutschland
19. Scaler und Kürette	<i>DSH 6/7 und DSL ¾</i>	<i>Hu Friedy</i>	Leimen	Deutschland
20. Schleifscheiben	<i>SiC-Scheiben</i>	<i>Fa. Jean Wirz</i>	Düsseldorf	Deutschland
21. Schwerkraftinfusionsgerät	<i>Intrafix Air</i>	<i>Fa. B. Braun Ag</i>	Melsungen	Deutschland
22. Setzwachs	<i>Periphery Wax</i>	<i>Sigma Dental Systems</i>	Jarplund-Weding	Deutschland
23. Silikondichtungsringe	<i>O-Ring Ø 2cm</i>	<i>Elaplus GmbH</i>	Rutesheim	Deutschland

24. Silikonschlauch	<i>Silikonkautschuk VMQ</i>	<i>Deutsch & Neumann GmbH</i>	Berlin	Deutschland
25. Solist	<i>Solist</i>	<i>DMG- Hamburg</i>	Hamburg	Deutschland
26. Spritze	<i>Einmalspritze 2ml</i>	<i>Fa. B. Braun Ag</i>	Melsungen	Deutschland
27. Thermocycler	<i>Thermocycler V 2.8</i>	<i>Willytec</i>	München	Deutschland
28. Ultraschallbad	<i>Transsonic T 460 H</i>	<i>Elma</i>	Singen	Deutschland
29. Universalprüfmaschine	<i>Zwicki 1120</i>	<i>Fa. Zwick</i>	Ulm	Deutschland
30. Wasserwaage	<i>UZ 8</i>	<i>Sola GmbH</i>	Lindau	Deutschland
31. Zahnärztl. Pinzette		<i>Aesculap</i>	Tuttlingen	Deutschland
32. Zahnfilm	<i>Ektaspeed</i>	<i>Kodak Medical</i>	Stuttgart	Deutschland
33. Thymollösung 0,1 %ig		<i>Apotheke des Klinkums der JWG- Uni</i>	Frankfurt	Deutschland
34. 35%ige Phosphorsäure	<i>De Trey Conditioner 36</i>	<i>Dentsply</i>	Konstanz	Deutschland

Lebenslauf

Name: Christian Beutelspacher
geboren: 29. Juni 1976 in Hanau am Main
Wohnungsanschrift: Lessingstr. 8, 61137 Schöneck
Staatsangehörigkeit: deutsch
Familienstand: ledig
Vater: Hans-Georg Beutelspacher
Mutter: Marie Beutelspacher, geb. Gruner

Schul Ausbildung: *Grundschule:* 1982 bis 1986
Friedrich-Ebert-Schule in Schöneck

Förderstufe: 1986 bis 1988
John-F.-Kennedy-Schule in Bad Vilbel

Gymnasium: 1988 bis 1995
Georg-Büchner-Gymnasium in Bad Vilbel
12.06.1995 Zeugnis der Allgemeinen Hochschulreife

Zivildienst: 1. Juli 1995 bis 31. Juli 1996
Sankt Katharinen Krankenhaus in Frankfurt
Allgemeine Chirurgie

Studium der Zahnmedizin: Oktober 1996 bis Februar 2002 am Zentrum der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde der Johann Wolfgang Goethe-Universität in Frankfurt am Main

4. September 1997: Naturwissenschaftliche Vorprüfung
30. August 1999: Zahnärztliche Vorprüfung
3. Juli 2002: Zahnärztliche Prüfung und
Approbation

Ausübung des Berufes: 1. September 2002 bis 28. Februar 2003
Vorbereitungsassistent in freier Praxis in Schöneck

seit 1. März 2003
Kieferorthopädischer Weiterbildungsassistent in
kieferorthopädischer Fachpraxis in Frankfurt

Schöneck, den 17.01.2004



Ehrenwörtliche Erklärung

Ich erkläre, daß ich die dem Fachbereich Medizin der Johann Wolfgang Goethe-Universität Frankfurt am Main zur Promotionsprüfung eingereichte Dissertation mit dem Titel:

**"Der Einfluß der selbstkonditionierenden Dentinhaftvermittler
Resulcin AquaPrime und MonoBond und Solist verwendet mit
beziehungsweise ohne vorherige Ätzung mit Phosphorsäure auf die
Haftfestigkeit von Kompositproben an Dentscheiben mit simuliertem
Dentinliquorfluß
-eine in vitro Studie-"**

im Zentrum der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde (Carolinum) unter Betreuung und Anleitung von Herrn Prof. Dr. D. Heidemann mit Unterstützung durch Frau Privatdozentin Dr. S. Szep ohne sonstige Hilfe selbst durchgeführt und bei der Abfassung der Arbeit keine anderen als die in der Dissertation angeführten Hilfsmittel benutzt habe.

Ich habe bisher an keiner in- oder ausländischen Universität ein Gesuch um Zulassung zur Promotion eingereicht.

Schöneck, den 17.01.2004

Christian Bartsch

Danksagung

Herrn Prof. Dr. D. Heidemann danke ich für die freundliche Überlassung des Themas und die Unterstützung bei der Abfassung dieser Promotionsschrift.

Frau PD Dr. S. Szep danke ich herzlich für die stets kompetente Betreuung und die vielen guten Ratschläge und Hinweise.

Für die hilfsbereite Unterstützung und die wichtigen Ratschläge bei der Arbeit im Labor danke ich Frau K. Ronge.

Das Anfertigen der zahlreichen Röntgenaufnahmen machte Herr OA Dr. Burmester möglich, auch dafür vielen Dank.

Ein besonderer Dank gilt Herrn Prof. Dr. J. Klimek und seinen Mitarbeitern für die spontane und unkomplizierte Hilfsbereitschaft.

Frau S. Hasselmann und Frau A. Meyers danke ich herzlich für den Team-Geist und die gegenseitige Motivation während der Laborarbeit.

Herrn Dipl.-Ing. M. Geisler danke ich für die vielen Ratschläge und die stetige Unterstützung bei computer-technischen Fragen.

Nicht zuletzt möchte ich meinen lieben Eltern danken, die durch ihre Fürsorge, ihre Geduld und ihre unermüdliche Motivation mir vieles erst möglich gemacht haben.